

DETERMINAREA DIFERENȚELOR POSTURALE DINTRE DIFERITE RAMURI SPORTIVE

Teză destinată obținerii
titlului științific de doctor inginer
la
Universitatea Politehnica Timișoara
în domeniul INGINERIE MECANICĂ
de către

Ec. Andrei Zoltan FARKAȘ

Conducător științific: prof.univ.dr.ing. Inocențiu Maniu
Referenți științifici: prof.univ.dr.ing. Veronica Argeșanu
prof.univ.dr.ing. Doina Pîslă
prof.univ.dr.ing. Daniela Tarniță

Ziua susținerii tezei: 28.09.2018

Seriile Teze de doctorat ale UPT sunt:

- | | |
|---|--|
| 1. Automatică | 10. Știința Calculatoarelor |
| 2. Chimie | 11. Știința și Ingineria Materialelor |
| 3. Energetică | 12. Ingineria sistemelor |
| 4. Ingineria Chimică | 13. Inginerie energetică |
| 5. Inginerie Civilă | 14. Calculatoare și tehnologia informației |
| 6. Inginerie Electrică | 15. Ingineria materialelor |
| 7. Inginerie Electronică și Telecomunicații | 16. Inginerie și Management |
| 8. Inginerie Industrială | 17. Arhitectură |
| 9. Inginerie Mecanică | 18. Inginerie civilă și instalații |

Universitatea Politehnica Timișoara a inițiat seriile de mai sus în scopul diseminării expertizei, cunoștințelor și rezultatelor cercetărilor întreprinse în cadrul școlii doctorale a universității. Seriile conțin, potrivit H.B.Ex.S Nr. 14 / 14.07.2006, tezele de doctorat susținute în universitate începând cu 1 octombrie 2006.

Copyright © Editura Politehnica – Timișoara, 2018

Această publicație este supusă prevederilor legii dreptului de autor. Multiplicarea acestei publicații, în mod integral sau în parte, traducerea, tipărirea, reutilizarea ilustrațiilor, expunerea, radiodifuzarea, reproducerea pe microfilme sau în orice altă formă este permisă numai cu respectarea prevederilor Legii române a dreptului de autor în vigoare și permisiunea pentru utilizare obținută în scris din partea Universității Politehnica Timișoara. Toate încălcările acestor drepturi vor fi penalizate potrivit Legii române a drepturilor de autor.

România, 300159 Timișoara, Bd. Republicii 9,
Tel./fax 0256 403823
e-mail: editura@edipol.upt.ro

Cuvânt înainte

Teza de doctorat a fost elaborată pe parcursul activității mele în cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica Timișoara.

Mulțumiri deosebite se cuvin conducătorului de doctorat, Prof. Dr. Ing. Inocențiu Maniu pentru consilierea permanentă, ajutorul competent și îndrumarea atentă pe tot parcursul realizării lucrării, asigurându-mi condiții optime pentru desfășurarea activității de cercetare.

Alese mulțumiri și profundă recunoștință doamnei Prof. Habil. Dr. Ing. Veronica Argeșanu pentru ajutorul competent, materialul tehnic și sprijinul acordat în utilizarea echipamentelor din dotarea departamentului, susținerea constantă pe tot parcursul elaborării tezei, precum și în calitate de referent al tezei de doctorat.

Atât domnul Prof. Dr. Ing. Inocențiu Maniu cât și Prof. Habil. Dr. Ing. Veronica Argeșanu au făcut parte din proiectul AMPOSDRU/21/1,5/G/13798 „Scoala doctorală în sprijinul cercetării în context european” ceea ce a permis o îndrumare competentă în domeniul Ergoingineriei în mecatronică.

Adresez mulțumiri comisiei de îndrumare, Prof. Habil. Dr. Ing. Erwin-Christian Lovasz, doamnei Șl. Dr. Ing. Mihaela Jula, doamnei Prof. Dr. Ing. Valeria Văcărescu, pentru ideile și suportul oferit pe parcursul elaborării tezei de doctorat.

Îmi exprim întreaga considerație față de membrii comisiei de doctorat, care au răspuns solicitării de a face parte din comisia de analiză a tezei, pentru aprecierile făcute și pentru timpul acordat.

Totodată doresc să mulțumesc managementului cluburilor sportive masculine: CSUVT (volei), ASU Politehnica (fotbal) și BC SCM (baschet) din Timișoara, antrenorilor și sportivilor acestora, ce au făcut posibilă realizarea acestor studii.

Aș dori să mulțumesc tuturor cadrelor didactice din cadrul Departamentului de Mecatronică al Universității Politehnica Timișoara, și în special domnului Ș.l. Dr. Ing. Marius Mateaș și domnului As. Dr. Ing. Ion Silviu Borozan, care mi-au asigurat un cadru adecvat, au contribuit cu sugestii și idei utile la finalizarea tezei.

De asemenea le mulțumesc tuturor profesorilor de la masterul de „Ergoinginerie în Mecatronică” care m-au ajutat în formarea mea de cercetător.

Aduc mulțumiri familiei mele, colegilor, prietenilor și tuturor celor care mi-au oferit o susținere morală și profesională de-a lungul timpului.

Timișoara, iunie 2018

Andrei Zoltan Farkaș

Farkaș, Andrei Zoltan

Determinarea diferențelor posturale dintre diferite ramuri sportive

Teze de doctorat ale UPT, Seria 9, Nr. 180, Editura Politehnica, 2018, 140 pagini, 99 figuri, 22 tabele.

ISSN:1842-4937

ISBN:978-606-35-0220-0

Cuvinte cheie: sport, modificări posturale, echipamente de investigare posturală noninvazive, termografie, modelare și simulare musculoscheletală, analiză statistică.

Rezumat,

Teza și-a propus determinarea diferențelor posturale dintre sportivi de performanță cu proveniențe din diferite ramuri sportive: baschet, fotbal și volei. Experimentele au fost efectuate cu aparate de ultimă generație și prelucrate cu software-uri moderne, bazate pe prelucrarea matematică a datelor fizice, validând științific ceea ce literatura de specialitate semnala prin metode empirice.

Cercetările experimentale au dovedit legătura dintre practicarea sporturilor de performanță și modificarea posturală precum și diferențierea acestei modificări în funcție de sportul practicat.

CUPRINS

Notații, abrevieri, acronime.....	1
Lista de tabele.....	2
Lista de figuri.....	4
1. Introducere.....	6
1.1. Nivelul activității fizice.....	6
1.2. Evoluția culturii umane.....	7
1.3. Sportul în cultura umană.....	8
1.4. Ergonomie posturală.....	9
1.5. Memoria musculară sau motorie.....	10
1.6. Structura și obiectivele tezei de doctorat.....	11
1.7. Importanța și actualitatea temei de cercetare.....	12
2. Stadiul actual în domeniul de cercetare al tezei.....	15
2.1. Modalități de determinare posturală și a echilibrului.....	15
2.1.1. Sistemul de notare a erorilor de echilibru (BESS).....	15
2.1.2. Accelerometre, giroscopae și instrumente geometrice.....	16
2.1.3. Sistemul de urmărire electromagnetic (EMG).....	19
2.1.4. Fotografia și termografia.....	19
2.1.5. Plăci de forță.....	26
2.1.6. Sistemul "Kinect", țesătura de sesizare, senzori cu ultrasunete.....	31
2.1.7. Imagistică prin rezonanță magnetică (IRM), tomografie computerizată 4D (CT), analiza 3D și analiza 3D cu raze X.....	33
2.2. Concluzii.....	34
3. Instrumente utilizate în soluționarea obiectivelor tezei.....	35
3.1. Baropodometria în evaluarea posturală.....	35
3.2. Termograful.....	37
3.3. Sistemul de examinare a geometriei spatelui cu ultrasunete "Zebris".....	40
4. Determinarea experimentală a diferențelor posturale pe ramuri sportive...42	
4.1. Studiul antropometric.....	42
4.2. Determinarea geometriei spatelui cu sistemul "Zebris".....	46
4.3. Determinarea posturală cu baropodometrul electronic.....	60
4.4. Determinarea simetriilor/asimetriilor musculare survenite în urma activităților sportive.....	71
5. Analiza biomecanică a posturii.....	85
5.1. Alcătuirea și analiza structurală a unui lanț cinematic osteo-articular.....	85
5.2. Adaptarea posturii la solicitări.....	89
5.3. Clasificarea și cinematica mișcărilor.....	91
5.4. Calculul gradelor de libertate.....	91
5.5. Echilibru static și dinamic.....	92
5.6. Determinarea forțelor de reacțiune din articulația gleznei.....	95
5.7. Metoda multisegment pentru determinarea centrelor de masă.....	99
5.8. Modelarea/simularea posturi specifice ramurilor sportive prin intermediul softului "AnyBody".....	104
6. Concluzii finale. contribuții personale. direcții viitoare de cercetare.....	114
6.1. Concluzii finale.....	114
6.2. Contribuții personale.....	118
6.3. Direcții viitoare de cercetare.....	119
Bibliografie.....	120
Anexe	126

1. INTRODUCERE

Conform teoriei evoluționiste prin care Homo Sapiens o fost primul mamifer biped și totodată Strămoșul nostru comun, postura humanoizilor (Fig.1.1) s-a tot schimbat de-a lungul milioanele de ani în funcție de o mare varietate de factori, după cum cercetători ca Dr. Daniel E. Lieberman, profesor la Departamentul de Biologie Evoluțională Umană de la Universitatea Harvard prezintă în cercetările sale.

Mersul biped o fost o consecință a nevoii de a parcurge distanțe mai mari în urma schimbărilor climatice survenite acum câteva milioane de ani, schimbări ce au dus la rarefierea zonelor tropicale și scăderea principalei surse de alimentație a strămoșilor noștri patrupezi, fructele [57].

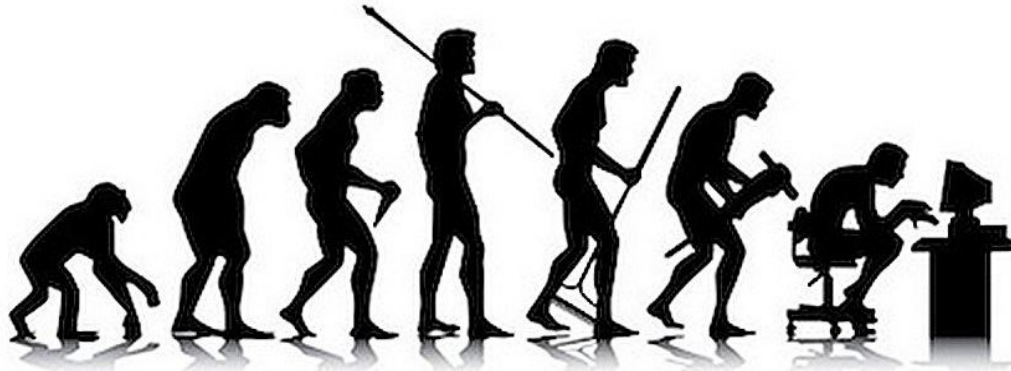


Fig.1.1- Evoluția posturii umane [57].

Homo Sapiens față de alți humanoizi își folosea capacitatea bipedă pentru a parcurge până la 15 km pe zi pentru a-și procura mâncarea și, uneori, chiar și 60 de kilometri pentru a vâna pradă mare prin strategia de "vânătoare prin persistență".

Aceasta presupune să urmărești o pradă până când aceasta se prăbușește din cauza supraîncălzirii. Corpurile noastre au sisteme de răcire remarcabile și o configurație musculo-scheletală care ne permite să funcționăm continuu ore întregi într-un ritm mixt între alergare și mers, având totodată un consum energetic scăzut în comparație cu alte mamifere patrupeze care se ventilează oral în loc să transpire pentru a se răcori [56].

1.1. Nivelul activității fizice

Nivelul activității fizice (NAF) este o modalitate de a exprima numeric activitatea fizică zilnică a unei persoane și este utilizat pentru estimarea cheltuielilor totale de energie [50].

NAF în combinație cu rata metabolică de bază, poate fi utilizat pentru a calcula cantitatea de energie alimentară pe care o persoană trebuie să o consume pentru a menține un anumit stil de viață (Tabelul 1.1).

Nivelul activității fizice definit pentru un adult non-gravid, fără lactație, raportat la rata metabolică de bază (RMB) definește cheltuielile totale de energie ale

acelei persoane pe o perioadă de 24 de ore sau coeficientul de consum energetic (CCE) [110].

Tabelul 1.1: Coeficientul de consum energetic în funcție de activitate (NAF/RMB) [110].

				Omul vânător- culegător	
Stil de viață	Repaus la pat	Muncă sedentară / de birou	Muncitor construcții / fabrică	Agricultură de subzistență	Atlet de performanță
CCE	≈1.2	≈1.5	≈1.8	≈1.9	>2.5

1.2. Evoluția culturii umane

Au existat două mari revoluții în evoluția culturii umane. Prima a fost revoluția agricolă care a dus la o creștere a sursei de hrană și a populației. Aceasta s-a întâmplat în prima fază acum 10000 de ani în orientul mijlociu, tot în aceeași perioadă în China, după care și în alte părți ale lumii, însă a crescut și numărul de boli infecțioase din cauză că oamenii au început să traiască în orașe unde au fost înconjuțați de gunoaie și alte resturi. A doua o fost revoluția industrială și apariția științei moderne, cele două fiind interdependente una de alta și au dus la o mai mare creștere a sursei de hrană, o explozie a populației, odată cu care a crescut din nou numărul bolilor acesta scăzând după inventarea sistemului sanitar și a medicinei moderne.

Acum suntem în cea mai sănătoasă etapă din istoria umană din punct de vedere al numărului de decese legate de malnutriție și boli infecțioase cum ar fi ciurma, variola, însă au apărut și crescut decese legate de boli neinfecțioase cum ar fi cancerul, bolile cardiace, diabetul, alergiile, osteoporoza, obezitatea și alte boli a căror incidență este în creștere cum ar fi depresia, alzheimerul, miopia, degradarea dentară, afecțiunile musculo-scheletale și altele [56].

Din punct de vedere al posturii și al consumului energetic aceste revoluții în evoluția culturii umane au avut mari consecințe în dezvoltarea corpului omului modern. Dacă privim tabelul 1.1 putem identifica 3 categorii de stiluri de viață în funcție de consumul energetic: sedentar, activ și super activ.

Cunoaștem faptul că un stil de viață sedentar nu este sănătos. Un studiu efectuat de Ali H. Mokdad ș.a. [68] arată că din 1990 până în 2000 numărul oamenilor sedentari a crescut de la 19% la 52% motiv pentru care inactivitatea fizică/dieta proastă a devenit a doua cauză de deces în SUA după consumul de tutun. În prezent sunt motive mari să credem că această cauză a depășit decesele cauzate în urma consumului de tutun [44].

Oamenii cu un stil de viață active, sunt mai feriți de boli cardiovasculare, obezitate, diabet etc., însă după cum știm încă de la începutul studiilor ergonomice, multe meserii noi apărute în urma revoluției industriale prezintă riscul apariției bolilor ocupaționale.

Cea de-a 3-a categorie, cea super activă, reprezintă grupul populațional de interes din această teză, și anume sportivii de performanță.

1.3. Sportul în cultura umană

Din punct de vedere etimologic, cuvântul sport are o lungă istorie, avându-și originea în cuvântul latin deportare, care printre sensurile sale primordiale, înseamnă a ieși afară pe poartă adică a ieși în afara zidurilor orașului pentru a te angaja în activități sportive. Tot din acest termen, își au originea cuvântul spaniol deportar și francezul despoter (divertisment, distracție); cuvântul francez a fost preluat în engleză (secolul XIV), devenind termenul disport, care în preajma, secolului XVI, s-a transformat în sport [107].

„Artefacte” sugerează sportul în China încă din anul 2000 î.Hr. iar gimnastica pare să fi fost populară în trecutul antic al Chinei. Monumentele Faraonilor arată existența unui număr mare de sporturi, inclusiv înot și pescuit, ele fiind bine dezvoltate și reglementate cu mai multe mii de ani în urmă în Egiptul antic. Alte sporturi egiptene au inclus aruncarea suliței, săritura în înălțime și lupte. Sporturile persane vechi, cum ar fi arta marțială tradițională iraniană a lui „Zourkhaneh”, au avut o legătură strânsă cu abilitățile de război. Printre alte sporturi care își au originea în Persia antică sunt poloul și turnirurile.

O gamă largă de sporturi existau și în Grecia antică unde cultura militară și dezvoltarea sportului s-au influențat reciproc în mod considerabil. Sportul a devenit astfel o parte importantă a culturii lor, astfel încât grecii au creat Jocurile Olimpice, care, din cele mai vechi timpuri aveau loc o dată la patru ani într-un sat mic din Peloponez numit Olympia. După 1.500 de ani de întrerupere, în 1896, la Atena, au fost reluate Jocurile Olimpice [19], flacăra olimpică fiind păstrată ca simbol al jocurilor și în zilele noastre (Fig.1.2)



Fig.1.2- Simbolul jocurilor olimpice, flacăra olimpică [19].

Industrializarea a dus la creșterea timpului liber, permițând oamenilor să participe și să urmeze activități sportive. În epoca modernă sporturile sunt din ce în ce mai organizate și reglementate față de perioada Jocurilor Olimpice antice când majoritatea sportivilor erau agricultori, soldați, și alte meserii în viața de zi cu zi.

Sportul modern este o adevărată industrie în care sportivii de performanță pot fi foarte ușor catalogați ca angajați cu normă întreagă, în unele cazuri normă

extinsă, având în vedere că stilul lor de viață de multe ori este foarte bine calculat, 24 ore din 24, pe perioade lungi de timp din punct de vedere al alimentației, antrenamentelor, recuperării fizice, psihologice, odihnă și toate aspectele vieții lor.

Luând în considerare acest aspect și faptul că ei depășesc limitele funcționale ale organismului uman care reprezintă mii de ani de evoluție, putem presupune cu ușurință că un corp uman angajat în practicarea unui sport de performanță este supus schimbărilor fenotipice.

Plasticitatea fenotipică se referă la schimbările în comportamentul unui organism, morfologia și fiziologia sa datorită necesității adaptării la mediul unic [76].

În cazul nostru mediul unic este reprezentat de terenul/sala/infrastructura necesară practicării unei anumite ramuri sportive.

1.4. Ergonomie posturală

Postura ergonomică este asigurată de integrarea centrală coerentă a reflexelor tonico-stactice și tonico-dinamice care stau la baza echilibrului și a multiplelor afecțiuni care condiționează orientarea corpului în spațiu, dintr-o morfo-structură integrată și simetrică, o coordonare adecvată, o relație echilibrată de tensiune/lungime între perechile de mușchi antagoniști se crează o imagine exactă a corpului și o percepție chinestezică validă a funcțiilor sale. În plus, poziția ergonomică nu poate fi separată de starea psihologică [59].

Pentru a asigura menținerea posturii ergonomice și gestionarea mișcărilor nu este nevoie de o putere musculară mare, ci de integrarea funcțională a elementelor menționate anterior și o condiție echilibrată psiho-corporală.

Postura în general, în special a omului, trebuie înțeleasă ca "poziție reactivă la mediul gravitațional, adecvată pentru desfășurarea activităților funcționale finalizate printr-o acțiune psiho-corporală integrată"[59].

Controlul postural implică sistemul vestibular, optic și proprioceptiv. Aceste trei sisteme comunică constant cu creierul și corpul pentru a produce stabilitate sau mobilitate.

Sistemul vestibular este o parte integrantă a labirintului care se află în capsula otică în porțiunea pietroasă a osului temporal. Sistemul vestibular, care este sistemul de echilibru, constă din 5 componente distincte: 3 canale semicirculare sensibile la accelerațiile unghiulare (rotații ale capului) și 2 organe otolitare (saci cu fluid) sensibile la accelerațiile liniare [59]. Sistemul proprioceptiv, are în componență mușchi, articulații și tendoane care împreună cu sistemul nervos oferă o conștientizare subconștientă a poziției corpului și a membrilor sale (Fig.1.3).

Propriocepția este procesul prin care organismul poate varia contracția musculară, ca răspuns imediat la informațiile primite cu privire la forțele externe, prin utilizarea receptorilor de întindere a mușchilor pentru a ține evidența poziționării acestora. Propriocepția și chinestezia, senzația de mișcare și accelerare, împreună cu sistemul vestibular și optic sunt mecanismele de feedback senzoriale pentru controlul motor și al posturii. Cu ajutorul acestor sisteme creierul poate apoi să trimită ajustări imediate, inconștiente la mușchi și articulații pentru a realiza mișcarea și echilibrul [59].

Postura ergonomică se caracterizează prin armonia dintre formă și funcționalitate, la care se opune dismorfia (adică lipsa armoniei morfologice) și disfuncția.

Omul este un macro sistem de elemente corelate, în care totul este interconectat într-un echilibru delicat al funcțiilor și într-o stare de dezechilibru dinamic constant.

În cadrul analizelor efectuate se vor arăta valorile de referință ale posturii ergonomice, specifice fiecărui tip de măsuratori.

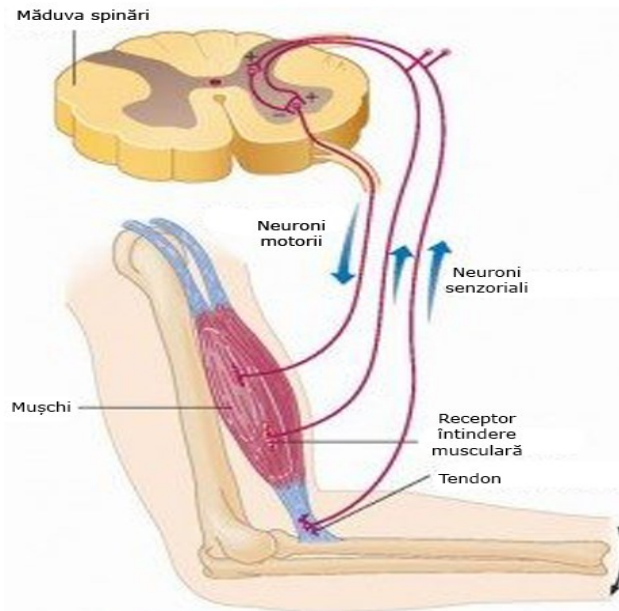


Fig. 1.3- Circuitul propriocepției [59].

1.5. Memoria musculară sau motorie

Engrama este elementul funcțional de bază al memoriei, aceasta reprezintă amprenta lăsată de un excitant în sistemul nervos central; o schemă de activitate neuronală în care grupurile de neuroni sunt asociate în diferite combinații care constituie o rețea neurală de memorie. Amintirile sunt imagini elementare senzoriale care formează în cortex, cu conexiunile lor o "hartă" neuronală de reprezentare a diferitelor asocieri determinate de percepții [83].

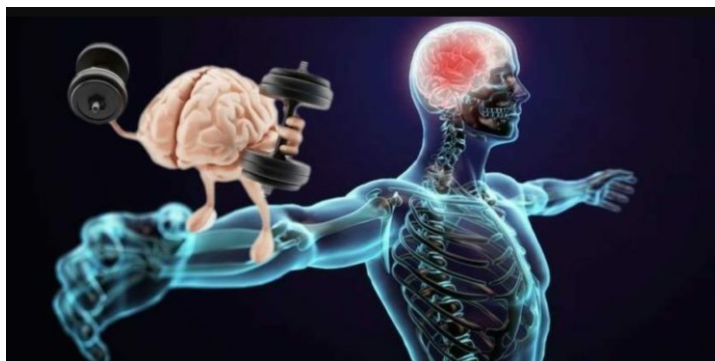
Deoarece perceperea înseamnă a cataloga o experiență prin activarea rețelelor asociative, fiecare nouă experiență adaugă conexiuni (asocieri) unei rețele preexistente. Mai mult decât atât, fiecare asociere neuronală sau neuronală poate face parte din mai multe rețele și, prin urmare, din mai multe amintiri.

Amintirile și percepțiile sunt organizate pe categorii și partajează rețele și conexiuni neuronale. Structurarea amintirilor este în esență asociativă și este definită prin relații sinaptice. Prin procesele de agregare neuronală, reprezentând aspecte unice ale organismului, sau ale mediului, neuronii sunt organizați în unități funcționale de memorie, partajând rețelele neuronilor și ale conexiunilor.

În majoritatea neuronilor cortexului converg diferite fibre nervoase aferente, care, adăugând sincron intrări senzoriale, favorizează asocierea lor; același mecanism se realizează și în neuronii de ieșire sau în ieșirile de informație din cortex.

Secvențele motorii traduc succesiunea unei serii de mișcări orientate în spațiu în conformitate cu o engramă sau reprezentarea geometrică a imaginii motorului în spațiul tridimensional conform unui proiect neurologic (Fig.1.4).

Pentru reprezentarea mișcării, care este o funcție sincronă, adică globală, aceasta trebuie transformată într-o funcție diacronică, deci secvențială [59]. Atunci când o mișcare este repetată în timp, o memorie musculară pe termen lung este creată pentru mișcarea



respectivă, permițând în cele din urmă să fie efectuată fără efort cognitiv.

Acest proces scade nevoia de atenție și creează eficiență maximă în cadrul sistemelor motorii și de memorie. Exemple de memorie musculară se găsesc în multe activități de zi cu zi, care devin automate și se îmbunătățesc prin practică, cum ar fi mersul pe bicicletă, tastarea pe o tastatură, folosirea unui instrument muzical, șofatul [52] sau acțiunile motorii specifice fiecărui sport.

1.6. Structura și obiectivele tezei de doctorat

Teza de doctorat își propune determinarea diferențelor posturale dintre sportivi cu proveniențe din diferite ramuri sportive, care urmărește:

- studiul antropometric al sportivilor;
- determinarea obiectivă a geometriei spatelui cu ajutorul sistemului "Zebris";
- determinarea posturală în poziție ortostatică;
- determinarea simetriilor/asimetriilor musculare survenite în urma activității sportive specifice ramurilor studiate;
- corelarea statistică a parametrilor specifici;
- analiza biomecanică a posturii cu software-ul "AnyBody".

Determinarea diferențelor posturale dintre diferite ramuri sportive are ca scop:

- monitorizarea activităților și performanțelor sportive;
- monitorizarea recuperării clinice a sportivilor accidentați;
- prevenția bolilor profesionale;
- eficientizarea selecției sportive.

Teza de doctorat bazată pe cercetarea aplicată în primele etape, prevede monitorizarea posturală în regim static, investigarea termografică a subiecților după antrenamentul sportiv specific ramurilor studiate, modelare simulare a activității fizice a sportivilor pe ramuri, prin intermediul softului specializat "AnyBody", urmând apoi etapele elaborării de strategii de monitorizare a selecției, activității și recuperării sportivilor. Analiza activităților sportivilor va constitui un instrument excelent de monitorizare pe termen lung a particularităților sportivilor și de evaluare biometrică, posturală și medicală cu caracter recuperatoriu de prevenție și selecție.

Urmărirea posturii ergonomice în sport are un rol important în prevenția bolilor cronice profesionale și oferă soluții în optimizarea activităților specifice, generând rezultate superioare ale tratamentelor, performanțelor, selecției și implicit

a calității vieții la nivelul întregii comunități sportive de performanță cât și pentru amatori sau semi-profesioniști.

1.7. Importanța și actualitatea temei de cercetare

În anul 2004 Consiliul și Parlamentul European au adoptat legislația care a determinat înființarea „Centrului european pentru prevenirea și controlul îmbolnăvirilor”. Această nouă legislație europeană furnizează o abordare sistematică a controlului bolilor, în special a celor datorate insuficienței cunoașterii a implicațiilor unor activități ce au un risc de îmbolnăvire prin uzură fizică sau accidentare [109]. În condițiile acestea, realizarea acestei teze va oferi sportivilor de performanță, amatori, stafului necesar practicării sportului de agrement și de performanță, soluții concretizate prin modele posturale, baze de date, care să servească practicării în condiții optime a activităților sportive, cu posibilitatea adaptării acestora pentru orice grup populațional (vârstă, caracteristici antropometrice, grupuri dezavantajate), cu un risc scăzut pentru îmbolnăviri, care se răsfrâng asupra calității vieții practicantilor.

La nivel național, nu a existat până în momentul actual o direcție coerentă de studiu, bazată pe rezultate cuantificabile, pe tematica abordată în teza propusă.

Mulți sportivi, antrenori și personalul de sprijin urmează o abordare din ce în ce mai științifică pentru prepararea și monitorizarea programelor de formare sportive [38]. Monitorizarea distribuției încărcărilor plantare corespunzătoare și postura acestora pot ajuta pentru a determina dacă un atlet se adaptează la un program de instruire și minimizează riscul de a dezvolta suprasolicitări non-funcționale, boli, și/sau accidente [63]. În scopul de a obține o înțelegere a procesului de formare și efectele sale asupra sportivului, un număr de potențiali markeri sunt disponibili [85].

Cu toate acestea, foarte puțini dintre acești markeri au dovezi științifice solide în justificarea folosirii lor, și nu există încă markeri definitiv descriși în literatura de specialitate [31].

Cercetările făcute au investigat o serie de instrumente externe de cuantificare a eforturilor și de monitorizare a sportivilor, cum ar fi: dispozitivele de măsurare a puterii, de analiză timp-mișcare [105], precum și unități de măsurare a încărcăturii interne [8] inclusiv percepția efortului, ritmul cardiac, acidul lactic din sânge, și a pulsului din timpul antrenamentului sportiv [98].

În lucrarea lor din 1997, privind raportarea accidentărilor sportive, Meeuwisse și Love [64] oferă o analiză cuprinzătoare a sistemelor de raportare în America de Nord. Printre cele identificate au fost Sistemul de Monitorizare a Accidentării Sportive în Statele Unite, Registrul Canadian Intercolegial al accidentării sportive, iar în statele Uniunii Europene, “European Home and Leisure Accident Surveillance System” (EHLASS). În Noua Zeelandă, mai multe agenții naționale monitorizează accidentele sportive grave, unde se înregistrează decese: în sporturile de aviație, nautice și în sporturi montane, inclusiv schi, drumeții și vânătoare.

Cu ajutorul acestor sisteme avem date statistice care indică că în SUA, aproximativ 30 de milioane de copii și adolescenți practică o formă de sport organizat și au loc mai mult de 3,5 milioane de accidente în fiecare an [51].

Aproape o treime din toate leziunile suferite în copilărie sunt leziuni legate de sport. De departe, cele mai frecvente leziuni sunt entorsele și întinderile musculare sau ligamentoase [43].

În mod evident, unele sporturi sunt mai periculoase decât altele. De exemplu, sporturile de contact, cum ar fi fotbalul pot duce la un număr mai mare de leziuni decât un sport fără contact, cum ar fi înotul [96].

Cu toate acestea, atât sportivi de sex feminin cât și de sex masculin, în toate tipurile de sport au un potențial ridicat pentru accidentări (Fig.1.5), fie din trauma de contact cu alți jucători fie de la suprasolicitarea sau utilizarea abuzivă a unei părți a corpului după cum se poate observa în Fig.1.6 [113].

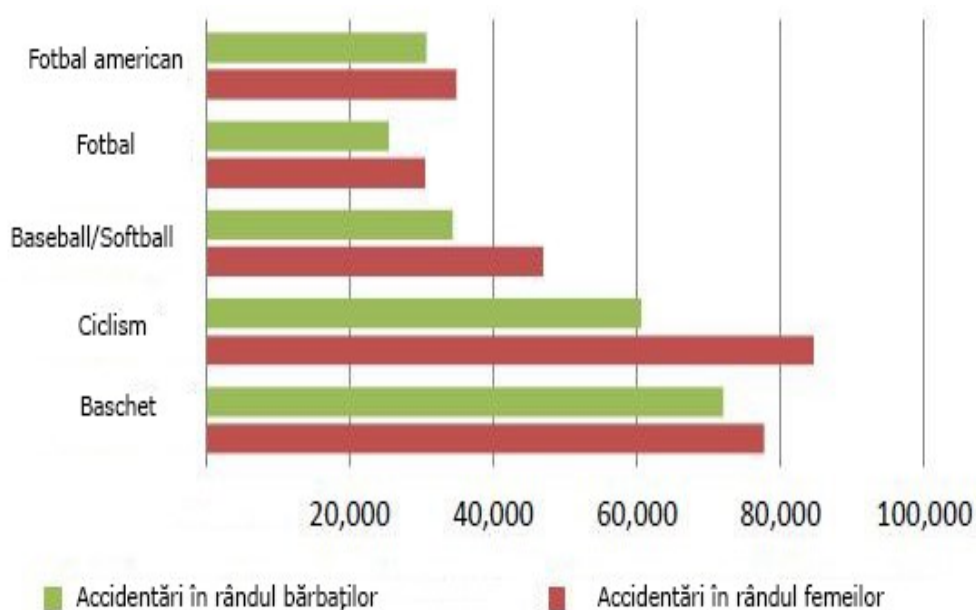


Fig.1.5- Numărul accidentărilor în rândul sportivilor cu vârste până în 40 de ani în funcție de sex [113].

Conform sistemelor de raportare în America de Nord, mai exact sistemul de supraveghere electronic al comisiei de supraveghere a consumatorilor din SUA, mai mult de 1,9 milioane de persoane au avut un accident legat de sport, care a fost tratat în departamentele de urgență în 2012 [6].

Legăturile dintre accidentările sportive și postură, respectiv biomecanica sportivilor a fost evidențiată în literatura de specialitate încă din 1995 de către Watson AW [101] și în lucrarea sa din 2001 [102].

Toate aceste cercetări dovedesc legătura dintre repetarea unor acțiuni motrice specifice unei ramuri sportive și sistemul postural uman, însă o abordare comparativă între două sau mai multe sporturi nu a fost făcută, scop pe care și-l propune teza de față prin elaborarea unei strategii de dezvoltare a cercetărilor pe această direcție prin alcătuirea de logaritmi, programe de modelare și simulare 3D a sistemelor musculo-scheletale și stabilirea diferențelor dintre practicantii diferitelor ramuri sportive, postura ergonomică specifică fiecărei ramuri.

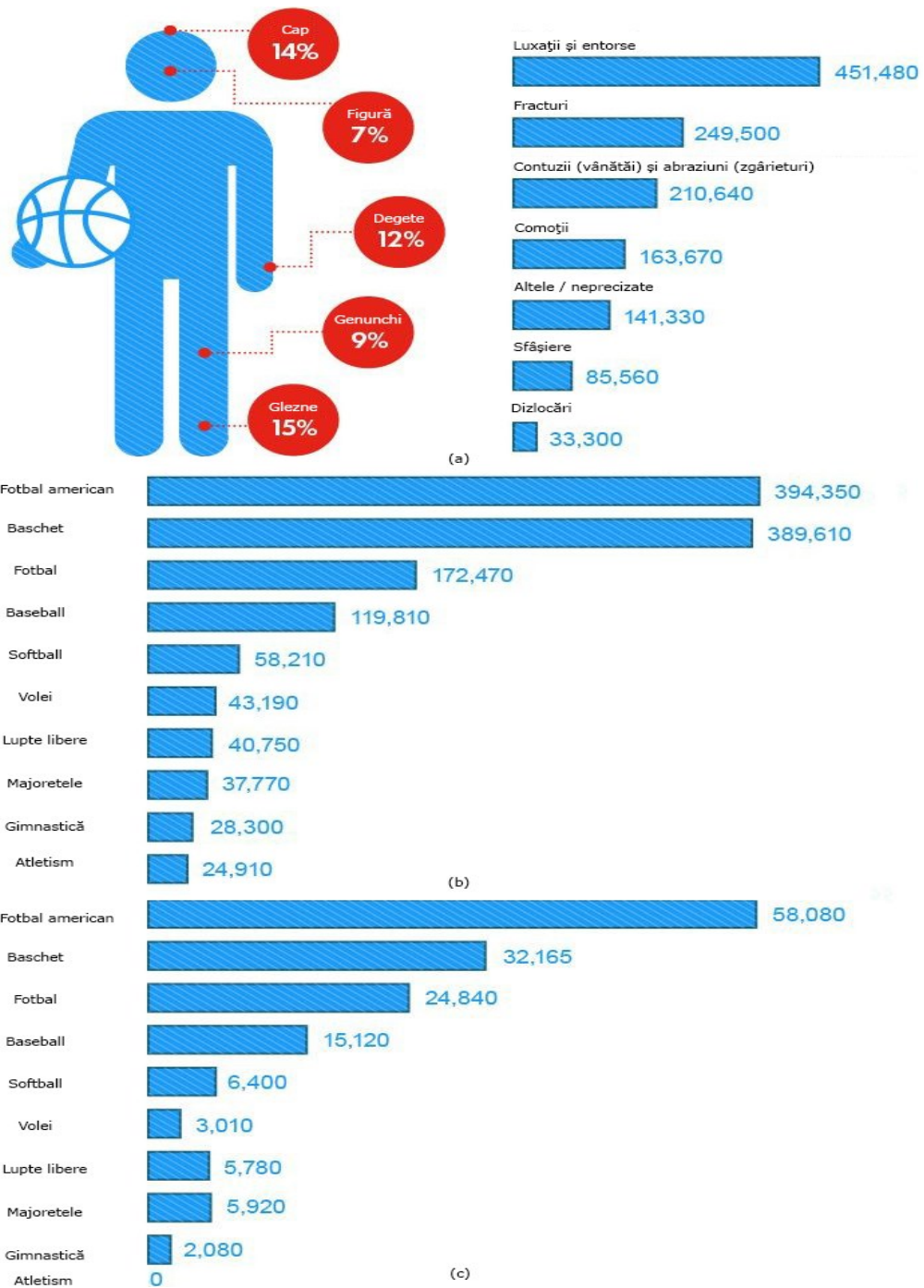


Fig.1.6- a) Accidentări sportive înregistrate de unitățile medicale de urgență; b) Numărul de accidentări ale practicanților sub 19 ani pentru cele mai practicate 10 sporturi; c) Numărul de comoții înregistrate în rândul practicanților sub 19 ani pentru cele mai practicate 10 sporturi [113].

2. STADIUL ACTUAL ÎN DOMENIUL DE CERCETARE AL TEZEI

2.1. Modalități de determinare posturală și a echilibrului

Deviațiile posturale au fost asociate cu diferite tipuri de dureri și disfuncții. Cu toate acestea, postura nu este un subiect ușor de studiat, în principal, deoarece evaluările posturale sunt încă imprecise din punct de vedere științific cum ar fi evaluările prin fotografiere; sau costisitoare cum ar fi imagistica prin rezonanță magnetică (RMN); în timp ce altele cum ar fi razele X implică probleme de iradiere a subiecților [10;79;88].

Există unele dovezi științifice ce leagă postura și problemele de echilibru cu boli ortopedice și reumatologice cum ar fi osteoartrita la genunchi, instabilitatea gleznelor, tensiuni la nivelul gâtului, și dureri de spate [90].

Printre cele mai comune metode de a evalua postura întâlnite în literatura de specialitate sunt platformele de forță pentru echilibru [33] precum și utilizarea de goniometre și înclinometre, curbe flexibile, bandă de măsurat și fotografierea posturii în sine [34;32]

Myers [71] afirmă că postura, în picioare sau așezat nemișcat nu există pentru că oamenii nu sunt niciodată în nemișcare. Cu alte cuvinte, oamenii sunt mereu în mișcare, de echilibrare și de adaptare. Nemișcarea, echilibrul și modele repetate ale mișcării de stabilizare sunt toate considerate ca fiind postură.

Jose Luis Pimentel do Rosario [80] în cele douăzeci și două de articole mai relevante au fost descrise 11 tipuri de tehnologii, și anume, placa de forță, fotografia, echere, înclinometre și bandă, analiza 3D cu raze X, senzori, electromiografia, kinect, imagistică prin rezonanță magnetică, tomografie computerizată 4D, și prelevări în infraroșu.

2.1.1. Sistemul de notare a erorilor de echilibru (BESS)

Aceasta este o metodă portabilă, ieftină și obiectivă de evaluare a stabilității statice. În absența instrumentelor scumpe și sofisticate de evaluare a stabilității posturii, BESS poate fi utilizat pentru a evalua stabilitatea în regim static.

Un studiu efectuat pe sportivi folosind acest sistem a fost făcut de către Eadric Bressel ș.a. [11], care au comparat echilibrul static și dinamic al sportivelor de sex feminin, practicante de fotbal, baschet și gimnastică.

Procedurile pentru testul BESS au implicat 3 așezări diferite pe suprafețele stabile și instabile pentru membrele dominante și non-dominante (Fig.2.1), pe ambele picioare, pe un singur picior cu membrul opus flexat la aproximativ 90° și poziția în care piciorul membrului testat stă în linie față de piciorul membrului opus (adică călcâiul piciorului de test atingând degetele piciorului din spate).

Fiecare poziție a fost menținută cu ochii închiși și mâinile pe șolduri timp de 20 de secunde, iar scorul a fost determinat prin înregistrarea erorilor.

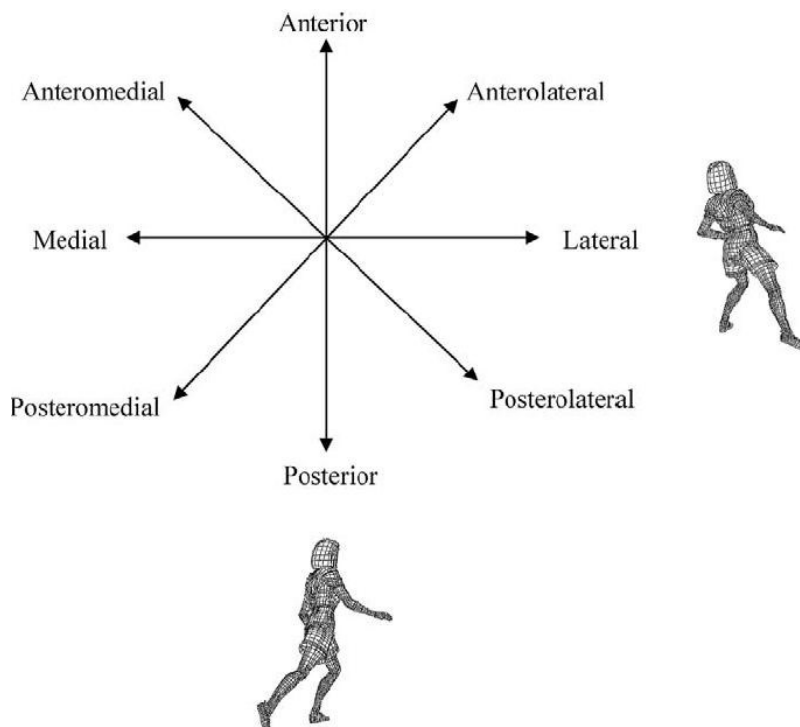


Fig.2.1- Vedere de sus a grilei de testare a echilibrului. Grila afișează termenii direcționali pentru dreptaci. Termenii direcționali au fost simetrici pentru cei stângaci și ilustrațiile reprezintă tehnici pentru direcțiile posterioare și laterale [11].

Erori incluse: deschiderea ochilor, ridicarea mâinilor de pe șold, atingerea suprafeței cu piciorul opus; țopăit, pășit sau alte mișcări ale picioarelor, ridicarea picioarelor sau a călcâiului, mișcarea șoldului mai mult de 30° și rămânerea în afara poziției pentru mai mult de 5 sec.

Constatarea lor a fost că jucătoarele de baschet feminin au demonstrat un echilibru static inferior comparativ cu gimnastele și un echilibru dinamic inferior în comparație cu jucătoarele de fotbal.

Nu au fost observate diferențe în echilibrul static sau dinamic între gimnaste și jucătoarele de fotbal.

Au concluzionat că provocările acțiunilor motrice specifice sporturilor ar fi mai importante în dezvoltarea echilibrului optim mai degrabă decât activitatea sportivă generală [11].

2.1.2. Accelerometre, giroscopie și instrumente geometrice

Potrivit lui Godfrey ș.a. [34], accelerometrele au devenit metoda preferată de detectare și monitorizare a mișcării umane continue, discrete și fiabile.

Un accelerometru este un tip de senzor de poziție sau inerțial care măsoară accelerația de-a lungul axei sensibile a senzorului, care poate fi utilizat pentru a măsura viteza și intensitatea mișcărilor corpului în până la trei planuri.

Accelerometrele pot fi de asemenea folosite pentru a măsura înclinarea, cu alte cuvinte, postura corpului [34;95;103].

În timpul accelerației statice, accelerometrele pot funcționa ca inclinometre, măsurând înclinația sau unghiul de înclinare în raport cu axa câmpului gravitațional. Accelerometrele piezorezistive și capacitive sunt potrivite pentru măsurarea posturii și mișcării umane, deoarece acestea pot furniza componente de accelerație dublă [103]. Sub accelerație, masa seismică a accelerometrului piezorezistiv determină elementul piezoelectric să "descarce", o încărcătură, care produce o putere electrică proporțională cu accelerația. Pe de altă parte, accelerometrele capacitive detectează accelerația prin detectarea schimbărilor de capacitate ale masei seismice.

Godfrey ș.a. [34] au avertizat cu privire la locul în care un accelerometru este plasat pe corp: locația exactă a accelerometrului ar putea compromite precizia de măsurare. De exemplu, dacă senzorul este atașat prea aproape de un centru de rotație, amplitudinea semnalului măsurat poate fi diferită.

Un giroscop este un senzor de viteză unghiulară, care este frecvent utilizat pentru măsurarea posturii umane și a mișcării [95;103]. Sistemul este format din cel puțin două unități de senzori, plasate în diferite locuri de pe corp, care pot sesiza mișcări de înclinare și rotație.

Allum și Carpenter [1] au utilizat giroscopaele pentru a evalua echilibrul nu doar în picioare, ci și în timpul mersului, de asemenea, invocând faptul că senzorii de viteză unghiulară s-au dovedit a furniza informații relevante pentru utilizarea ca biofeedback sau pentru a înregistra performanța echilibrului și a mersului pe perioade lungi de timp, în ambele condiții de viață: normale și clinice.

Spre deosebire de senzorul inerțial, cum ar fi accelerometrul, senzorul unghiular flexibil sau goniometrul flexibil măsoară modificarea semnalului de ieșire care rezultă dintr-o modificare unghiulară. Un goniometru flexibil, urmând aceleași principii ca goniometrul normal, poate fi folosit pentru a măsura rotația relativă între două segmente ale corpului [95;103].

Valori ale parametrilor corpului pot fi obținute prin echeră, inclinometre și bandă de măsurat. Echerile și inclinometrele sunt folosite pentru a cuantifica aspectele legate de postură care furnizează o valoare de la zero la 360°. Pe de altă parte, banda poate oferi o valoare în țoli sau centimetri. Cu alte cuvinte, o bandă măsoară distanța, în timp ce echerile și inclinometrele măsoară unghiuri. Potrivit Fortin ș.a. [32], efectuarea unor măsurări ale unor unghiuri ale corpului în mod direct pe subiect este un proces de lungă durată. Acest lucru poate fi dificil atât pentru terapeut cât și pentru pacient. În plus, fiabilitatea măsurărilor pot fi afectate, deoarece subiectul ar putea tinde să se deplaseze în timpul unei evaluări de lungă durată. În același studiu, acești autori au sugerat că măsurările directe ar putea fi alocate pentru evaluarea unui segment al corpului. Cu toate acestea, rezultatele acestor teste sunt discutabile, din cauza erorilor de măsurare raportate pentru echeră și inclinometre [32].

Alt studiu a fost realizat pe un grup de 58 de persoane. Subiecții au fost împărțiți în două grupe: grupa I - bărbați instruiți să practice alpinism, grupa II - bărbați care nu au fost instruiți în alpinism. Aceste teste presupun folosirea de goniometre, inclinometre etc. similare celor prezentate mai devreme.

Curbura coloanei vertebrale în planul sagital (cifoza și lordoza lombară) a fost evaluată utilizând metoda „Rippstein's Plurimeter”. Studiul a fost inițiat cu stabilirea inclinometrului pe planul frontal, apoi resetarea instrumentului și aplicarea acestuia la tranziția lombar-toracică, unde a fost citită valoarea lordozei lombare. Ulterior, fără a ridica dispozitivul de pe spatelul subiectului, acesta a fost amplasat în

dreptul proceselor spinoase (procesele spinoase reprezintă niște părți majore ale elementelor posterioare care ajuta în ghidarea mișcării vertebrelor și protejarea coloanei vertebrale) dintre vertebrele T1 și T3, unde valoarea cifozei toracice a fost citită. Pentru fiecare subiect de testare, procedura a fost efectuată de două ori, iar rezultatul a fost media aritmetică a celor două măsurări [48], după care au efectuat teste musculare funcționale (testul Dega și testul lui Thomas). Testul Dega definește "contractia umărului". Poziția inițială aleasă pentru studiu a fost o jumătate de genoflexiune cu spatele pe un perete și membrele superioare îndoite la unghi drept. Rezultatele sunt prezentate în Fig.2.2 și 2.3.

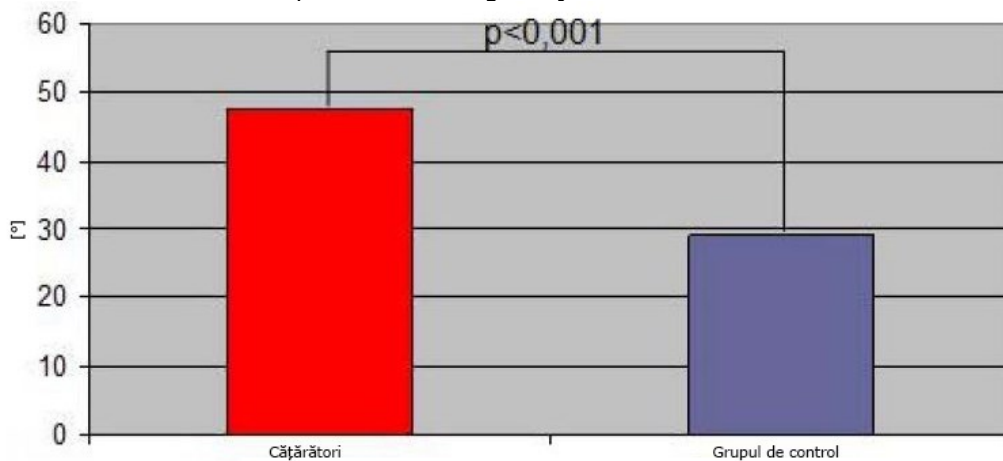


Fig.2.2- Valorile medii ale cifozei toracice în grupurile studiate [48].

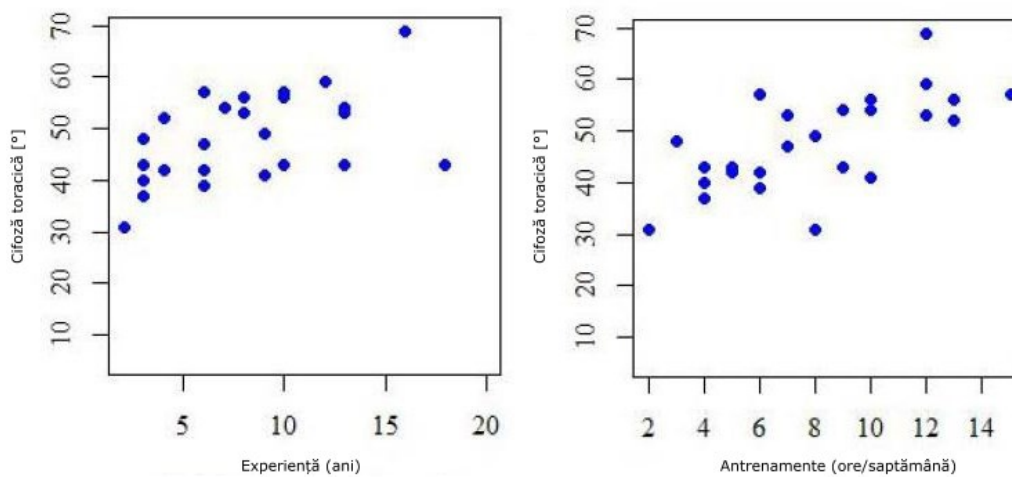


Fig.2.3- Relația dintre amploarea cifozei toracice și a experienței de formare [48].

Analiza datelor colectate a arătat că practicarea regulată a alpinismului duce la schimbări în postura corporală. Cele mai mari modificări se referă la curbura anterioară și posterioară a coloanei vertebrale, în special la cifoza toracică a coloanei

vertebrale. Cu toate acestea, nu au găsit nici o corelație între lordoza lombară și numărul de antrenamente specifice alpinismului (ore pe săptămână).

Analiza ulterioară a arătat o diferență semnificativă a dimensiunii cifozei toracice în respondenți care practică cățărutul pur recreațional, în comparație cu oamenii care practică alpinism profesional, în cazul cărora nivelul cifozei a fost mult mai mare. Contractura mușchilor pectorali și hiperactivitatea trage articulația umărului înainte, ceea ce duce la o creștere a pantei coloanei vertebrale toracice. La rândul său, organismul percepe această perturbare și pentru recuperarea echilibrului apelează la mecanisme compensatorii. Un exemplu ar putea fi o aprofundare simultană a lordozei lombare și a cifozei cervicale, la momentul creșterii cifozei toracice, alpinistii având un nivel al lordozei lombare mai ridicat [48].

2.1.3. Sistemul de urmărire electromagnetic (EMG)

Saffer ș.a. [81], au scris că studiile experimentale, care utilizează EMG în stare de repaus, sunt relativ insuficiente. Astfel de studii aplică în mod obișnuit metode din domeniu care arată corelații semnificative între activitatea musculară și cinematica segmentului, în principal, în partea inferioară a piciorului. Autorul a putut concluziona că analiza spectrală a activității musculare în stare de repaus, este o metodă eficientă de a discerne tiparele de activare musculară. EMG nu poate evalua în mod direct postura de echilibru, dar poate oferi informații prețioase despre activarea musculară și poate fi un instrument excelent de a fi utilizat în combinație cu alte metode.

Un sistem de urmărire electromagnetică este un dispozitiv de măsurare 3D bazat pe legea lui Faraday de inducție magnetică și a fost utilizat în analiza posturii umane și analiza mișcării. În general, sistemul este format din receptoare și un emițător care generează un câmp magnetic de frecvență joasă.

Tensiunile induse în bobina senzorilor se schimbă în raport cu modificarea poziției și orientării corpului respectiv câmpului magnetic controlat. Astfel, calculul se bazează pe poziția și orientarea receptorilor în raport cu transmițătorul [95;103].

2.1.4. Fotografia și termografia

Fortin ș.a. [32], au afirmat că măsurarea unghiurilor sau distanțelor corpului prin fotografie este tehnica cea mai promițătoare pentru a evalua la nivel global postural atât în plan sagital (două laturi) cât și în planurile frontale, deoarece achiziția prin fotografie este ieftină, rapidă și ușoară. Pe de altă parte, Engsberg ș.a. [27], care au comparat markeri de suprafață a pielii și imagini cu raze X, au obținut unele rezultate interesante. Markerii de suprafață a pielii care reprezintă repere osoase sunt folosiți pentru a obține distanțe și unghiuri bazate pe fotografii. Plasând markeri metalici pe vertebrele C7 și S2, pe 28 subiecți înainte de radiografia biplanară, autorii au măsurat alinierea markerului și osului. Pe baza constatărilor, au sugerat prudență în interpretarea rezultatelor bazate numai pe markeri de suprafață. Fortin ș.a. [32] de asemenea au discutat despre markeri, amintindu-și că abilitatea de a îi identifica poate fi un factor care afectează fiabilitatea măsurărilor posturale. Alți factori care pot compromite evaluarea sunt: eșantionul studiat, factorii fiziologici ai subiecților, menținerea echilibrului sau balansarea în timpul

poziției; reperele alese și modul în care unghiurile posturale ale corpului sunt calculate [32]

În cadrul academiei de educație fizică „Jerzy Kukuczka” din Katowice Polonia, unde Małgorzata Grabara [37] a efectuat un studiu al cărui obiectiv a fost să evalueze și să compare posturile dintre jucători adolescenți de volei (sex masculin) și colegii lor non-sportivi.

Postura lor a fost evaluată prin metoda Moiré, tehnică ce folosește suprapunerea unor fotografii.

Analiza în plan frontal și transversal a inclus:

- unghiul de înclinare laterală a trunchiului (TLA) [°], deformarea liniei C7-S1 față de „linia plumb” (intersectând vertebra S1) în planul frontal;
- deformarea maximă a proceselor spinoase din linia C7-S1 (DSP) [mm];
- înclinația laterală pelviană (PL) [mm] și torsiunea pelviană (PT) [mm];
- diferența de înălțime dintre triunghiurile taliei (HWT) [mm] și diferența de lățime a triunghiurilor taliei (WWT) [mm];
- diferența de înălțime a unghiurilor inferioare ale omlăților, adică înclinarea (HSB) [mm], diferența de adâncime a unghiurilor inferioare ale omlăților, și anume, torsiunea (DSB) [mm] și diferența dintre distanța inferioară a omlăților față de coloana vertebrală (SSB) [mm];
- înclinarea liniei umărului (IS) [mm].

Analiza în planul sagital a inclus:

- unghiul de înclinare frontală a trunchiului, deformarea liniei C7-S1 de la „linia plumb”: (intersectând vertebra S1) în planul sagital;
- dispunerea unghiulară a segmentului superior al curbei toracice - unghiul α [°],
- dispunerea unghiulară a curbei segmentului toraco-lombar - unghiul β [°],
- dispunerea unghiulară a curbei segmentului lombo-sacral - unghiul γ [°],
- unghiul de cifoza toracică (ThKA) ($\alpha + \beta$) [°],
- unghiul lordoziei lombare (LLA) ($\beta + \gamma$) [°].
- coeficientul de compensare (CC) - unghiul de cifoza toracică minus unghiul lordoziei lombare (ThKA - LLA) (Fig. 2.4).

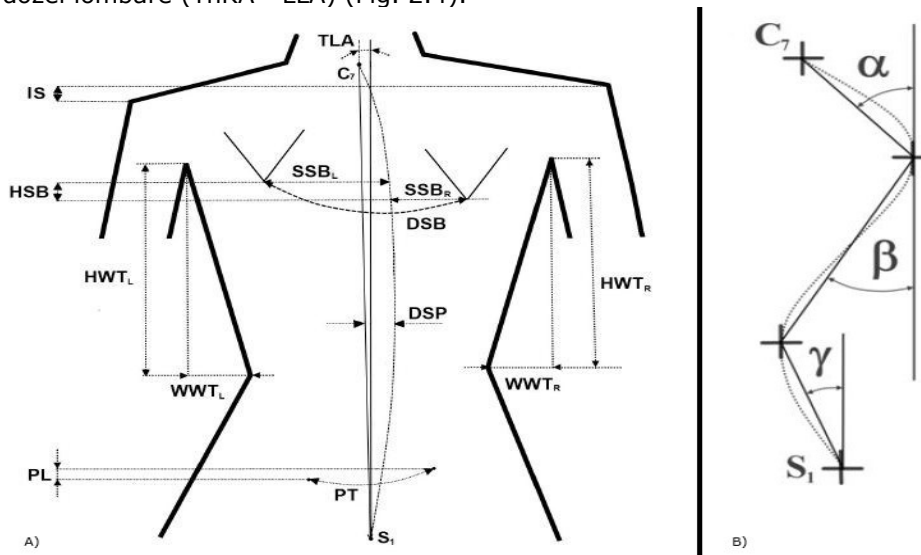


Fig.2.4- Diagrama de postură în planuri frontale și transversale A) și diagrama unghiurilor de curbura anteroposterioară ale coloanei B) [37].

După prelucrarea statistică a parametrilor mai sus menționați, cercetătorii au concluzionat că jucătorii echipei de volei au fost semnificativ mai înalți, și au avut o mai mare greutate corporală și masă fără grăsimi. Analiza posturii în raport cu simetria frontală și planurile transversale nu au prezentat diferențe semnificative între jucătorii de volei și non-sportivi. Asimetriile posturale au fost observate atât la volei cât și la participanții de control. Lordoza lombară a fost semnificativ mai puțin definită la jucătorii de volei comparativ cu non-sportivi, în timp ce nu a fost observată nici o diferență în cifoza toracică. Toți sportivii au demonstrat o scădere a lordozei lombare și o creștere a cifozei toracice.

Diferențele semnificative în curbura anteroposterioară a coloanei vertebrale dintre jucători de volei și non-atleți ar putea fi datorată atât din cauza pregătirii specifice sportului în cauză, cât și datorită înălțimii sportivilor [37].

Tanda G. a studiat imagistica în infraroșu (IR), care poate detecta variațiile de temperatură cutanate din cauza căldurii induse de activitatea musculară, cum ar fi menținerea posturii ortostatice de către mușchii posturali. Aceiași autori au raportat că imagistica IR de înaltă rezoluție evaluează cantitativ efectele termice cutanate asociate cu schimbarea poziției și au constatat modele diferite de căldură la pacienții cu discrepanțe ale lungimii picioarelor.

Imagistica IR este o metodă neinvazivă, care poate fi repetată fără nici un disconfort pentru subiecți, poate furniza date similare cu cele de la EMG în ceea ce privește activarea musculară și ar trebui să fie utilizată împreună cu alte instrumente pentru a evalua postura [94].

Un studiu longitudinal pe termen scurt a fost realizat de către Eduardo Borba Neves ș.a. [43] pe doi voluntari de sex masculin în formă fizică bună și activi fizic, în vârstă de 22 și 23 de ani.

Exercițiul a propus flexarea unilaterală a bicepsului brațului dominant. Datele din brațul opus au fost utilizate ca date de control. Voluntarii au efectuat exercițiul propus de trei ori cu 50% din greutate, opt repetări cu greutate stabilită ca maxim (MR), viteza a fost de 2 secunde pe ciclu, exercițiile au fost efectuate până la apariția oboselii, având un interval de odihnă de 90 secunde între ele.

Imaginile termice au fost achiziționate cu o camera termografică FLIR Systems Inc, modelul SC2000 și analizate de software-ul ThermaCam™ Research Pro 2.9. Camera termografică utilizată având o rezoluție de 320 x 240 pixeli, avea senzori care măsurau temperaturi cuprinse între -20 °C și 120 °C, cu o sensibilitate pentru a detecta diferențele mai mici de 0,1°C [72].

Acestea au fost prelevate în următoarele stadii: (a) înainte de primul set, (b) imediat după primul set, (c) înainte de al doilea set, (d) imediat după al doilea set, (e) (f) imediat după al treilea set, (g) 24 de ore după antrenament și (h) 48 de ore după antrenament.

Valorile temperaturilor au fost colectate la punctul medial al mușchiului biceps brahial, așa cum este ilustrat în Fig.2.5.

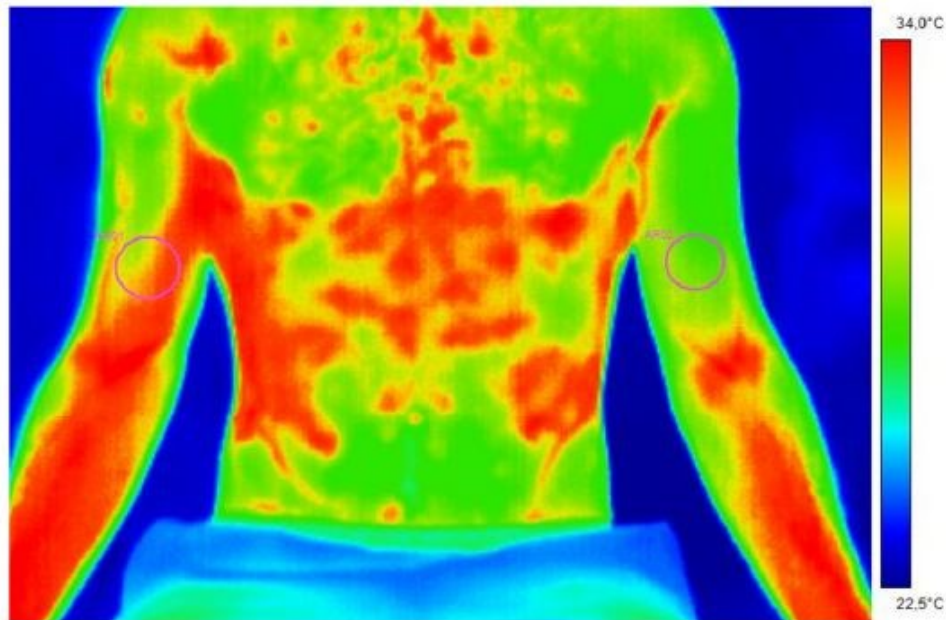


Fig.2.5- Ilustrarea analizei de protocol a imaginilor termice [72].

O scală vizuală analogică pentru durere, a fost utilizată pentru a monitoriza percepția durerii musculare la 24 de ore și 48 de ore după antrenament a subiecților. Scara avea linia marcată cu "Fără durere" la un capăt și "Durerea insuportabilă" la capătul opus. Prelucrarea statistică a datelor a fost făcută folosind MathLab R2008a [72].

În figura 2.6 sunt reprezentate rezultatele din zona bicepsului brachial în toate stadiile exercițiilor, de asemenea arată că temperatura scade în timpul primului minut (între începutul și sfârșitul primului set de exerciții).

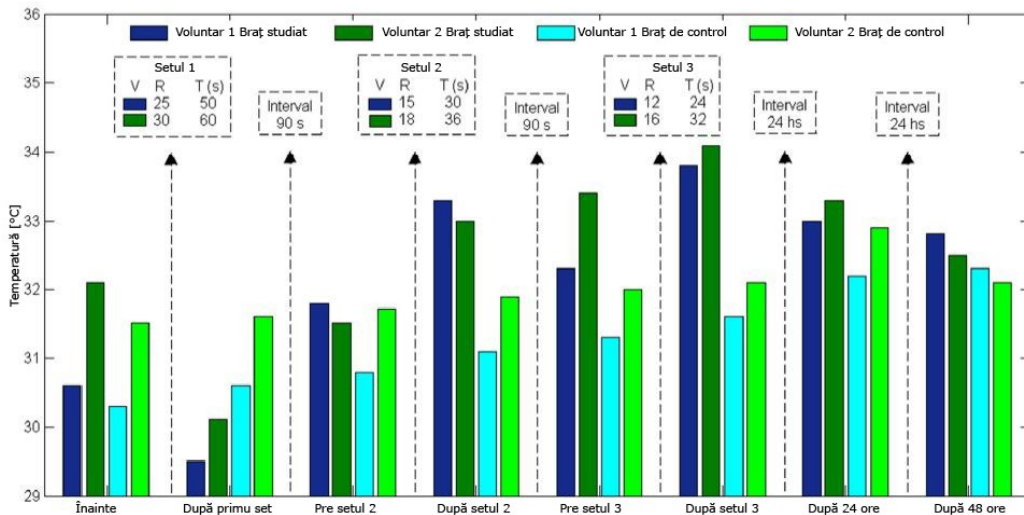


Fig.2.6- Design de cercetare experimentală. Legenda: V = voluntar, R = repetiție, T = perioadă [72].

La sfârșitul celui de-al treilea set se poate observa o creștere medie a temperaturii brațului studiat de aproximativ 8,4% față de temperatura inițială și o diferență medie de aproximativ 6,6% comparativ cu brațul de control. Perioada totală a exercițiilor a fost de 284s pentru primul voluntar și de 308s pentru al 2-lea voluntar. În plus, diferența de temperatură dintre brațul de studiu și cel de control a rămas constantă în timpul celor 48 de ore după antrenament. Cu toate acestea, valorile temperaturii pielii au crescut în această perioadă.

O scală vizuală analogică pentru durere, arata la primul subiect o valoare de 1.4 după 24 de ore și de 0.2 după 48 de ore iar pentru al doilea subiect valori de 1.2 respectiv 1.4 [72].

În concluzie, temperatura pielii deasupra mușchiului principal de exercițiu scade în faza inițială și apoi crește continuu până când apare oboseala musculară. Prin urmare, se poate interpreta că, în ceea ce privește controlul temperaturii pielii, vasoconstricția periferică acționează în principal în primul minut al unui exercițiu de acest gen, al cărui sursă de energie primară este lactic anaerobă și căldura generată de activitatea musculară atinge suprafața pielii după primul minut.

În cele din urmă, rezultatele sugerează că deteriorarea musculară exercitată prin efort poate fi prezisă prin evaluarea temperaturii pielii în zonă, la 24 de ore după exercițiu.

Scopul studiului efectuat de către Monika Chudecka ș.a. [20] a fost de a utiliza o cameră termică cu infrarosu pentru a evalua schimbările de temperatură ale suprafețelor simetrice ale corpului deasupra mușchilor, la canotori după ce au exersat pe un ergometru cu două vâsle și a le compara cu musculatura de lucru asimetrică a jucătorilor de handbal după o sesiune de antrenament de rezistență care conținea elemente ale unui joc real. Formarea și activitatea musculară a canotorilor sunt simetrice, spre deosebire de formarea asimetrică a jucătorilor de handbal unde execuțiile sunt efectuate cu mâna dominantă, astfel încât asimetria funcțională are o mare importanță.

Grupul de canotori a inclus 18 sportivi de sex masculin de la un club de canotaj universitar, vârsta medie de 20.77 ani, implicați profesional în canotaj de dublu vâsle. Studiul a fost efectuat în perioada precompetitivă. Experiența medie de instruire a canotorilor a fost de 5,44 ani. Cel de-al doilea grup de studiu a cuprins 16 jucători profesioniști de handbal, cu vârsta medie de 22,54 ani, de la o echipă locală de divizia A. Experiența medie de formare a jucătorilor de handbal a fost de 8,31 ani.

Studiul a fost efectuat în timpul unei sesiuni de pregătire regulată, după o încălzire de 30 de minute. După recuperarea valorilor frecvenței cardiace la valorile de odihnă, canotorii au fost supuși unui exercițiu maxim pe un ergometru cu două vâsle Concept II, care simula o distanță de 2000 m. Acesta este un test de bază folosit în canotaj pentru a reflecta condiția fizică a unui canotor, și este de asemenea, utilizat în competiții de canotaj în hală.

Jucătorii de handbal au fost testați în timpul unei sesiuni de antrenament de duranță care conținea elemente ale unui joc real. Antrenamentul a durat 90 de minute [20].

Camerele în care s-au desfășurat sesiunile de instruire au avut condiții similare; temperatura aerului a fost de 20°C, iar umiditatea aerului a fost de 55%. Pentru fiecare participant, două serii de termograme au fost efectuate pe suprafețele corpului selectate într-o poziție în picioare: suprafețele frontale și posterioare ale membrelor superioare (brațul și antebrațul), pieptul, suprafețele din față și spate ale coapselor și spatelul. Zonele analizate sunt prezentate în Fig.2.7.

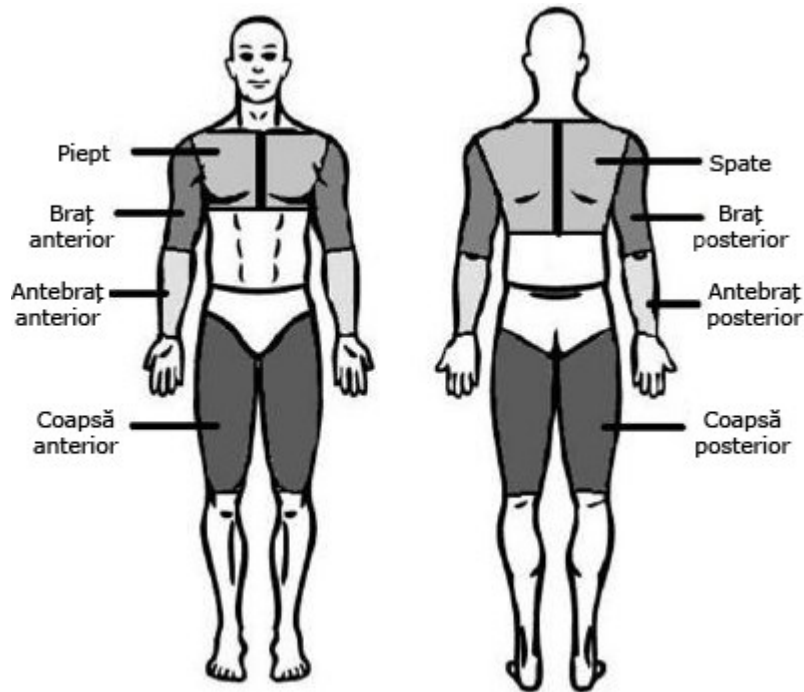


Fig.2.7- Suprafețele analizate termic [20].

Studiul a folosit o camera FLIR ThermoCAM SC500. Au fost efectuate două măsurări, la 25 ° C și umiditate de 60%, la o distanță de 3 m. Primul rând de poze cu 20 de minute înainte de antrenament și al doilea rând de fotografii după antrenament. În timpul măsurărilor, subiecții au fost îmbrăcați în pantaloni scurți și pantofi sport pentru a expune suprafețele selectate. Tehnica termografică permite înregistrarea temperaturilor pielii și a vitezei de schimbare a temperaturii la o rezoluție <math><0,1 \text{ }^\circ \text{C}</math>.

Cercetătorii au prelucrat datele obținute prin captarea fotografiilor termografice comparând simetria părților prezentate în Fig.2.7, cu datele numerice obținute au creat un „t”-test între valorile suprafețelor în urma căruia au găsit relevanță statistică doar în cazul handbaliștilor care prezentau diferențe de simetrie semnificative statistice ($p \leq 0,05$).

Metoda non-invazivă și non-contact a imaginii termice poate fi utilizată pentru a evalua activitatea musculaturii sportivilor în timpul antrenamentului, în special în contextul comparării zonelor simetrice ale corpului.

În grupul de canotori examinați, schimbările temperaturii suprafeței monitorizate a zonelor simetrice au fost similare, ceea ce indică faptul că efortul muscular a fost similar în contextul rezultatelor obținute în grupul de jucători de handbal, existând diferențe semnificative statistice între temperaturile suprafețelor simetrice ale membrelor superioare [20].

A. del Estala ș.a. [28] au investigat profilul și asimetriile termice anterioare și posterioare în rândul sportivilor practicanți de kickboxing și muay thai.

Eșantionul a constat în 15 voluntari de sex masculin (4 profesioniști, 3 semi-profesioniști și 8 amatori), foarte bine instruiți în kickboxing și muay thai.

Toate prelevările de date au fost realizate în laboratorul de termografie INEF-Madrid. O prelevare pe sportivi a fost efectuată cu cel puțin trei luni înainte sau după competiție.

Au fost selectate optsprezece regiuni de interes pentru imagini, iar asimetriile au fost analizate prin compararea părții anterioare cu partea posterioară (Fig.2.8)

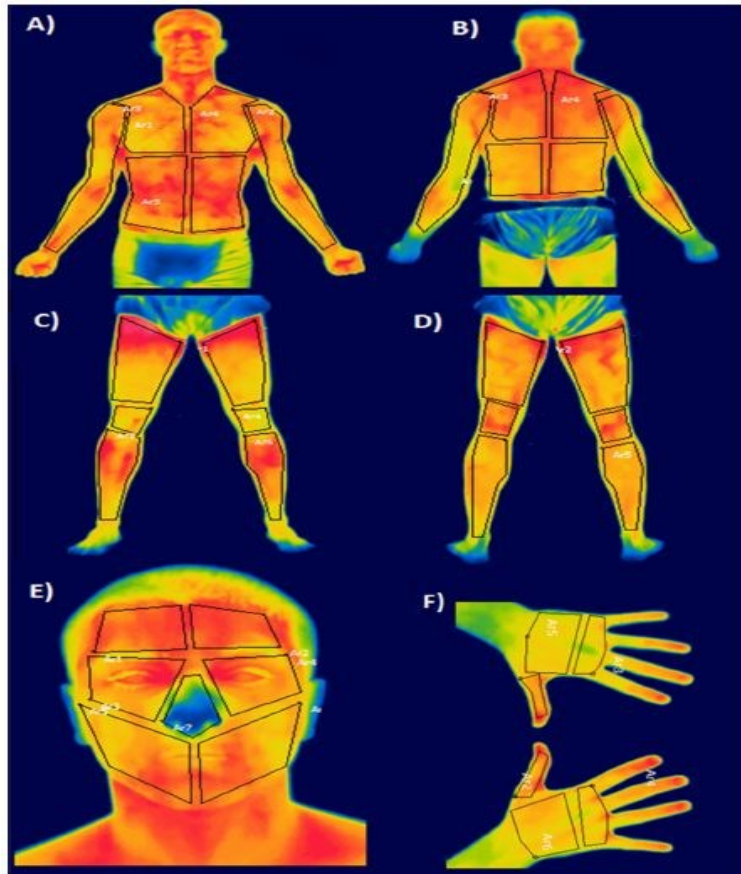


Fig.2.8- Regiuni de interes analizate în șase imagini măsurate. A. Superior anterior: pectoral, braț, abdominal; B. Superior posterior: trapez și dorsal, braț, lombar; C. Anterior inferior: coapse, genunchi, articulație; D. Posterior inferior: cvadricepsi, partea din spate a genunchiului, gambe. E; Fața: frunte, ochii, maxilar; F. Mână: degetul mare, palmă, metacarpene [28].

A existat o diferență semnificativă ($P < 0,05$), între valorile medii ale temperaturii pielii la nivelul tibiei și diferențe semnificative ($P < 0,05$) pentru temperatura medie a pielii la nivelul articulațiilor.

Rezultatele au arătat simetrie în ceea ce privește partea din spate, cu excepția temperaturii posterior superioare ($P < 0,05$) pe abdomen (+ 0,5 °C), lombar (+ 0,4 °C), coapse (+ 0,4 °C) pentru anterior, și valori mai mari ($P < 0,05$) pentru tibii (+ 0,4 °C) și metacarpene (+ 0,3 °C) comparativ cu partea din spate. O cauză posibilă a acestor asimetrii poate consta în loviturile repetate și acțiunile specifice musculare din timpul luptei [28].

2.1.5. Plăci de forță

Duarte Freitas [25] a revizuit utilizarea plăcii de forță. Potrivit acestuia, echilibrul și controlul postural sunt de regulă evaluate prin centrul de presiune (CoP). În biomecanică, centrul de presiune, CoP, este termenul dat punctului de aplicare al vectorului forței de reacție la sol.

Echipamentele cele mai des folosite pentru a evalua acest lucru sunt plăcile de forță, care constau dintr-o placă echipată cu senzori de presiune. Pe măsură ce corpul se balansează, placa de forță afișează, mișcările medial-lateral; anterior-posterior ale CoP.

Kingma ș.a. [49] au identificat unele probleme cu utilizarea unei plăci de forță pentru a construi teste relevante ale echilibrului uman în poziție ortostatică: 60 de cercetători și utilizatori experimentați ai posturografiei clinice au inventariat și analizat în mod critic diferitele metodologii de posturografie. Consensul obținut cu privire la platforma de forță a fost că este insuficientă pentru a efectua un test clinic relevant pentru evaluarea condițiilor neuro-otologice (tulburări motrice date de patologii vestibulare și oculare), musculo-scheletice, evaluarea compensației sau de tratament, de predicție patologiilor. Sugestia a fost că echipamentul respectiv trebuie să fie suplinit și prin alte metode de evaluare posturală.

Folosind placa de forță, într-un studiu efectuat de Jennifer M. Schmit ș.a. [45] la care au participat zece studenți de la Departamentul de Dans din cadrul Universității din Cincinnati (vârsta medie = 20 de ani, cinci bărbați, cinci femei). Toți dansatorii au fost instruiți în balet minim 5 ani și erau apti fizic. Au participat, de asemenea, zece persoane apte fizic, de la echipa de alergători a Universității din Cincinnati (vârsta medie = 19,5 ani, cinci bărbați, cinci femei). Alergătorii au servit ca grup de control format din persoane atletice care, spre deosebire de dansatori, nu au fost instruiți în mod explicit în controlul echilibrului.

Datele privind stabilitatea posturală au fost obținute utilizând o platformă de forță Bertec 4060-NC și un amplificator de încărcare Bertec AM-6701 (Bertec Corporation, Columbus, OH). Datele au fost prelevate la 100 Hz și stocate pe un PC. Software-ul Datapac 2000 (Run Technologies, Inc., Mission Viejo, CA) utilizat pentru achiziția de date și prelucrarea lor. Datapac 2000 a calculat CoP din semnalele de forță și momentele măsurate de platforma de forță și apoi descriptorii statistici standard ale CoP (Fig.2.9).

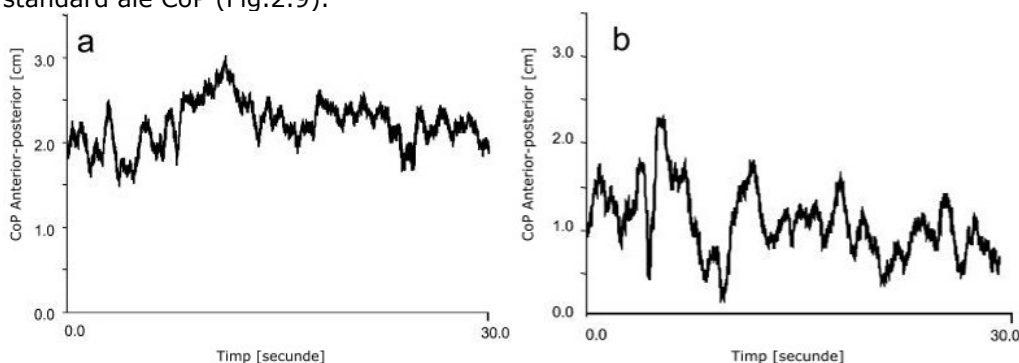


Fig.2.9- Analiza CoP pentru un dansator de balet (a) și pentru un alergător (b)[45].

Cadrul experimental a presupus manipularea vederii (ochii deschiși vs. ochii închiși) și rigiditatea suprafeței de suport (suprafață rigidă a platformei de forță vs.

un bloc de spumă cu grosimea de 10,5 cm) ce au fost combinate factorial, obținându-se patru condiții experimentale (ochii deschiși / suprafață rigidă; ochii deschiși / spumă, ochii închiși / suprafață rigidă; ochii închiși / spumă) (Fig. 2.10).

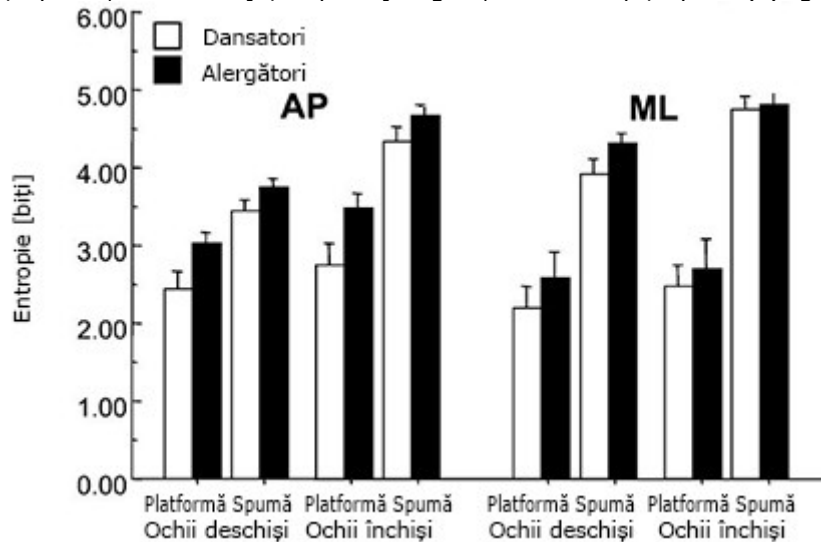


Fig.2.10- Entropia în axele AP(anterior-posterior) și ML(medial-lateral) ca o funcție a vederii și a condițiilor de suprafață pentru fiecare grup [45].

Interacțiunea de suprafață-viziune și efectul principal al grupului au fost semnificative. Analiza de cuantificare a recurenței a relevat mai multe diferențe în controlul postural între dansatori și grupul de control (alergători), dar măsurile de variabilitate (deviație standard CoP în AP, axele înclinării ML și lungimea căii) nu au evidențiat nici o diferență între grupuri.

Rezultatele cercetărilor indică faptul că abilitățile de echilibru ale dansatorilor nu se pot manifesta în cantitatea sau variabilitatea influenței posturale, ci sunt evidente în natura modelelor dinamice ale stării posturale. O presupunere în multe studii ale controlului postural este că lungimea deviației AP și ML sau a traiectoriei CoP este un indice clar al calității controlului postural, cu cât este mai mare variabilitatea oscilației, cu atât este mai puțin eficient controlul postural (adică stabilitatea posturală redusă) spun cercetătorii [45].

Alt studiu a fost efectuat de catre Taian de Mello Martins Vieira împreună cu Líliam Fernandes de Oliveira [40] în Rio de Janeiro pe un eșantion de 19 sportivi canotori (11 bărbați și 8 femei) de la clubul „Regatas Vasco da Gama”, sportivi având cel puțin patru ani de concurs și 19 studenți sedentari sănătoși (12 bărbați și 7 femei), de la Universitatea Federală de Educație Fizică și Sport din Rio de Janeiro, aceștia alcătuind grupul non-sportiv. Sistemul de achiziție a fost o placă de forță AccuSway Plus, cu programul Balance Clinic, utilizând o frecvență de eșantionare de 50 Hz (AMTI, 2001).

Atleții și studenții, au stat poziționați pe placa de forță timp de 31 de minute cu picioarele unite, cu brațele pe partea laterală a corpului și îndreptați spre un perete ce se afla la 2,0m distanță. Semnalul a fost înregistrat în timpul primului minut al testului și, din acel moment, la fiecare cinci minute, făcând un total de șapte scoruri de un minut. La fiecare registru a fost afișată o scară de disconfort,

unde gradul de disconfort din acel moment a fost marcat, zero reprezentând "nici un disconfort" și zece pentru "imposibil de continuat" (Fig.2.11).

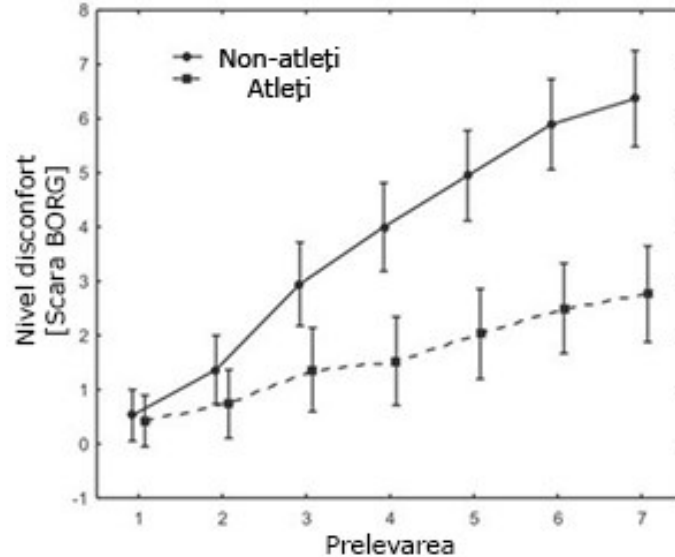


Fig.2.11- Nivelul disconfortului în timpul testului pentru sportivi(BORG AT) și pentru non-sportivi(BORG NAT) [91].

Parametrii stabilometrici analizați au fost: viteza medie, abaterea standard a lățimii ariei centrului de deplasare a presiunii(elipsa) și frecvența medie a deplasării CoP a direcțiilor posterioare laterale și anterioare, pe lângă suprafața eliptică a deplasării CoP-ului la nivelul plăcii (Fig.2.12).

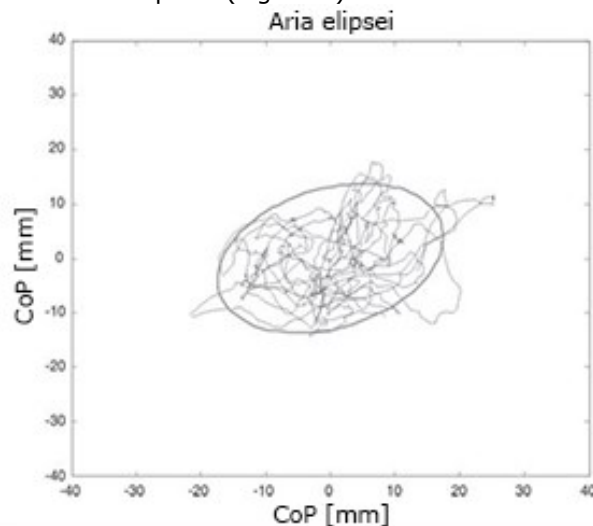


Fig.2.12- Exemplu de elipsă ajustată la centrul căii de presiune (CoP) în axa antero-posterior și medial-lateral [91].

Cercetătorii au concluzionat că testele stabilometrice pe termen lung sunt sensibile la formarea/pregătirea subiecților, permițând identificarea persoanelor cu

un nivel ridicat de condiție fizică. Sportivii nu au prezentat modificări ale controlului postural static datorită timpului prelungit al testului, deoarece acesta s-a păstrat în modelul inițial al centrului de deplasare a presiunii, exprimat prin comportamentul constant al parametrilor stabilometrici analizați. Cu toate acestea, în grupul de control, schimbări au apărut simultan cu creșterea nivelului de disconfort.

Pregătirea fizică intensă a fost factorul crucial pentru caracterul diferențiat dintre grupuri; la parametrii oscilațiilor CoP identificați prin stabilometrie și la senzația de disconfort indusă de sarcina experimentului [91].

Un alt studiu intitulat postura și performanța în scrimă a fost realizat de tehnicianul echipei naționale „U20”(under 20) de scrimă Villa Fabrizio [100] acesta fiind și șeful clubului „Fioretto Club Scherma” din Roma, în colaborare cu un ortoped specialist în postură, care a permis efectuarea unor analize prin intermediul platformelor de măsurare multi-funcționale Zebris și a unui sistem F.P.S. II(foot-pound-second), de branțuri senzoriale flexibile pentru a evidenția caracteristicile suportului plantar, cu referire în special la dimensiunile statice și dinamice ale suportului.

Analizele, care urmăreau să evalueze dacă există o corelație între ajustările posturale adecvate și o îmbunătățire tehnică a sportivilor au fost efectuate pe un eșantion total de 9 scrimeri, cu vârste cuprinse între 16 și 22 de ani.

Prelevarile au fost efectuate în trei zile consecutive care la rândul lor s-au împărțit în trei etape:

- faza inițială statică și examinarea dinamică ulterioară; (efectuat la "rece" înainte de începerea încălzirii);
- examinarea statică și dinamică de mijloc; (efectuată după aproximativ 45 de minute de antrenament);
- examinarea statică și dinamică a fazei finale III. (efectuată după aproximativ 1 oră și 30 de minute de antrenament sau la sfârșitul aceluiași curs).

Pentru a găsi o posibilă legătură între postură, gesturi tehnice și performanță, subiecții implicați au fost testați prin teste tehnice (dezvoltate pentru această ocazie) înainte și după diferite tratamente.

Trei dintre ei au fost supuși tratamentului cu branțuri care a presupus ca timp de 3 luni să urmeze un tratament de reprogramare posturală folosind branțuri cu o bază subțire de aproximativ 1 mm pe care s-au aplicat stimulenți de compensare din cauciuc sau plută de aproximativ 2-3 mm. Grosimile stimulează fiziologic lanțul muscular, activează reflexul de întindere și tendința de a restabili echilibrul muscular. La restul sportivilor, s-a acționat doar pe corectarea gestului motor prin gimnastică posturală timp de trei luni [100].

Primul test a fost bazat pe acuratețea loviturii: adică 10 acțiuni de atac cu lovituri efectuate cu succes pe umărul unui adversar (tabelul 2.1), cu ținta în mișcare. Cel de-al doilea test a fost bazat pe viteza de execuție: adică 10 acțiuni de atac cu tracțiune purtate în patru puncte pe o țintă statică, timpul mediu a fost dezvoltat după repetarea de zece ori în căutarea celui mai scurt timp de execuție (tabelul 2.2).

Tabel 2.1 Rezultate pre/post tratament ale acțiunii de atac: precizia mișcării (*=utilizarea brânțului)[100].

Sportivi	Puncte valide pe umăr din 10 acțiuni (înainte)	Puncte valide pe umăr din 10 acțiuni (după)
1*	7 din 10	9 din 10
2*	5 din 10	7 din 10
3*	7 din 10	8 din 10
4	6 din 10	7 din 10
5	4 din 10	5 din 10
6	3 din 10	4 din 10
7	4 din 10	4 din 10
8	8 din 10	8 din 10
9	8 din 10	7 din 10

Tabel 2.2 Rezultate pre/post tratament ale vitezei de execuție (* = utilizarea brânțului)[100].

Sportivi	Timpul mediu necesar lovirii a 4 puncte pe o țintă statică de 10 ori (înainte)	Timpul mediu necesar lovirii a 4 puncte pe o țintă statică de 10 ori (după)
1*	1,02 sec	0,87 sec
2*	1,07 sec	0,99 sec
3*	1,06 sec	0,88 sec
4	1,06 sec	0,90 sec
5	1,10 sec	1,02 sec
6	1,13 sec	1,09 sec
7	1,10 sec	1,10 sec
8	1,05 sec	1,00 sec
9	1,00 sec	0,90 sec

Platforma Zebris le-a permis să analizeze forțele statice și dinamice ale distribuției presiunii piciorului gol și încălțat. Domeniile de aplicare ale acestora includ analiza dinamică și statică a distribuției de sarcini înainte de cele 3 luni de corectare posturală (Fig.2.13 A) și după cele 3 luni (Fig.2.13 B).

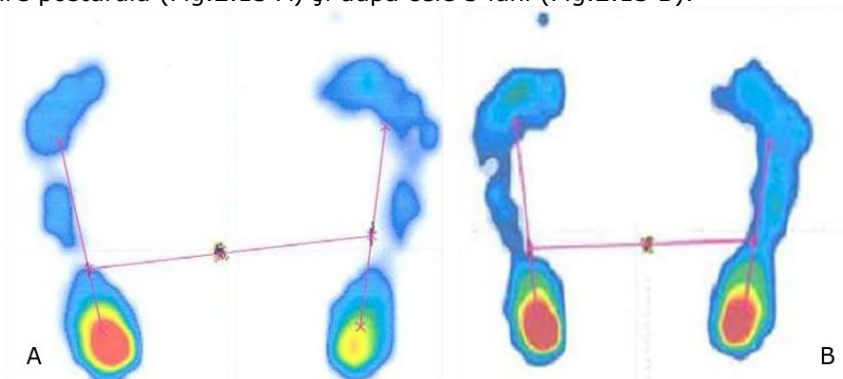


Fig.2.13- A) Distribuția plantară medie a unui subiect înainte de tratament; B) Distribuția plantară medie a unui subiect după tratament [100].

Tratamentul de corectare posturală aplicat sportivilor în cele trei luni dintre achizițiile de date o avut succes, după cum se vede din diferența de distribuție a forțelor plantare dintre Fig.2.13 respectiv 2.14. Totodată legătura dintre postură și performanța scrierilor este justificată de rezultatele prezentate în tabelele 2.1 și 2.2[100].

2.1.6. Sistemul "Kinect", țesătura de sesizare, senzori cu ultrasunete

Clark ș.a. [23], au comparat Microsoft Kinect, care folosește lumina în infraroșu și o cameră video pentru a crea o hartă 3D a zonei din fața acestuia și aplică un algoritm pentru a determina automat repere ale corpului, cu un sistem de analiză a mișcării bazat pe o cameră 3D. Ei au ajuns la concluzia că Kinect poate fi comparat cu un sistem de analiză 3D a mișcării care evaluează poziția și unghiurile reperelor anatomice în timpul testelor comune de control postural.

Dutta [26], a comparat dispozitivul Kinect cu un sistem de captare a mișcării „Vicon 3D” și a raportat că cel dintâi a fost mai puțin precis decât sistemul Vicon. Cu toate acestea, autorul a concluzionat că, dezvoltat în continuare, Kinect poate deveni un sistem 3D portabil de captare a mișcării.

În ciuda preciziei sale inferioare, Kinect are aceleași avantaje și dezavantaje ca un sistem de captare a mișcării 3D fără markeri, cu avantajele costurilor reduse și portabilitate. Acesta poate fi folosit ca un sistem alternativ de evaluare a posturii.

Țesătura de sesizare poate fi definită ca un material care încorporează tehnologia de detecție. Conform acestei definiții, aceasta poate varia de la componente electronice atașate superficial la înlocuirea fibrelor și firelor cu proprietăți de sesizare integrate în țesături normale, sau componentele electronice realizate din materiale textile. Proprietățile de detecție ale țesăturii de sesizare sunt realizate, de obicei, prin combinarea materialelor piezorezistive, piezoelectrice sau piezocapacitive, cu o substanță elastică, cum ar fi polimeri. Comparativ cu alți senzori, materialul de sesizare oferă mai multă flexibilitate și confort în măsurarea posturii și mișcării umane [95;103]. Sistemele fotogrammetrice de înregistrare posturală 2D sau 3D obținute prin utilizarea markerilor aplicate pe corp și captura de date cu camere video și filme pentru măsurarea orientării segmentelor corpului, analiza optoelectrică sau markeri cu ultrasunete aplică aceleași principii pentru a evalua poziția articulațiilor și segmentelor corpului. Cu alte cuvinte, o unitate de detectare senzorială este utilizată pentru a colecta date în loc de filme [103].

Unele lucrări bazate pe analiza posturală au fost efectuate cu ajutorul senzorilor descriși mai jos. Wong [103] vorbește despre studii care au analizat înclinarea umărului, care, atunci când sunt combinați cu un sistem de feedback, pot fi folosiți pentru tratarea scoliozei. El a verificat, de asemenea, studii care au evaluat cu succes o coloană vertebrală cifotică și a sugerat utilizarea accelerometrelor pe diferite segmente ale corpului, cum ar fi toracic inferior, lombar sau regiunea pelviană. O altă recomandare a acestor autori a fost utilizarea de țesături senzoriale de sesizare, care au demonstrat, de asemenea, posibilități în urmărirea posturii și mișcării segmentelor corpului.

Este important să ne amintim că acești senzori prezintă o problemă similară fotografiilor: locul plasării acestora poate duce la erori. Cu toate acestea, aceste dispozitive sunt foarte accesibile și promițătoare, mai ales atunci când sunt combinate cu alte metode de evaluare.

Sistemul de examinare a coloanei vertebrale Zebris și programul asociat de control al măsurării determină coordonatele spațiale ale proceselor spinoase.

Programul de procesare calculează valorile cifozei, lordozei și a scoliozei din datele de măsurare, similar metodei Cobb.

În cadrul Departamentului Ortopedie al Spitalului MÁV, Szolnok au fost examinați mai mulți copii care sufereau de deformări ale coloanei vertebrale (Fig.2.14) folosind în paralel sistemul Zebris cu ultrasunete și prelevarea cu raze X. S-au efectuat examinări comparative pe 25 de cazuri de scolioză în același timp, după o jumătate de an și după un an în alte 6 cazuri din grup [103].

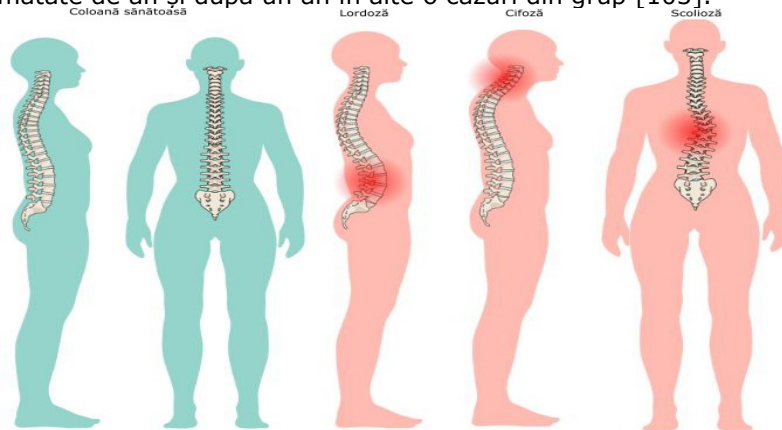


Fig.2.14- Anomaliile ale coloanei vertebrale [92].

Din coordonatele spațiale ale proceselor spinose ale subiecților care au fost măsurate pe radiografiile și care au fost determinate cu software-ul de procesare WINSPINE în Excel, s-au calculat mediile unghiulare, deviațiile standard, valorile minime și maxime așa cum este prezentat în tabelul 2.3. Rezultatele din analiza statistică sunt prezentate în tabelul 2.4.

Tabelul 2.3 Media deviației standard (SD), valorile minime și maxime în cazul în care se calculează cu cele două metode diferite în sagital (cifoză toracică, lordoză lombară) și în planul frontal (scolioză toracică, scolioză lombară)[103].

		Medie+/- SD	Minimum	Maximum
Cifoza toracică	Raze X °Cobb	34,58+/-6,76	20	50
	Excell	33,48+/-5,45	21.9	42.9
Lordoză lombară	Raze X °Cobb	32,84+/-10,17	10	50
	Excell	27,75+/-8,95	12.2	45.5
Scolioză toracica	Raze X °Cobb	6,55+/-4,41	0	15
	Excell	5,35+/-3,88	0.1	16.1
Scolioză lombară	Raze X °Cobb	7,81+/-4,87	0	20
	Excell	7,43+/-5,28	0.5	22

Tabelul 2.4 Valorile coeficientului de corelație (r), gradientul liniei de regresie (m) și nivelul de semnificație (p) la cifoză, lordoză, scolioză toracică și scolioză lombară, calculate prin cele două metode de măsurare [103].

	Cifoză toracică (°Cobb-Excell)	Lordoză lombară (°Cobb-Excell)	Deformarea scoliotică (°Cobb-Excell toracic)	Deformarea scoliotică (°Cobb-Excell lombar)
r	0.8	0.94	0.67	0.73
m	1	1.07	0.77	0.67
p	0.07	0.00	0.03	0.29

În cadrul studiului au fost capabili să evalueze gradul de cifoză toracică și lordoză lombară pe radiografiile laterale ale copiilor care suferă de scolioză. În studiul făcut, ei au comparat unghiurile stabilite prin metoda Cobb pe radiografii, cu unghiurile determinate în Excel din procesele spinoase prelevate cu Zebris WINSPIRE. Rezultatele celor două metode de măsurare sunt aproape identice pe plan sagital, în cifoză și lordoză, deoarece corelația este puternică, iar gradientul liniei de regresie este de aproximativ 0,7. Comparația imaginilor cu raze X a fost posibilă numai la pacienții care sufereau de scolioză. Rezultatele au arătat că scolioza induce deformări ale coloanei vertebrale pe toate cele trei planuri, dar totuși curburile măsurate în diferite planuri sunt aproape identice atunci când comparăm rezultatele celor două metode.

2.1.7. Imagistică prin rezonanță magnetică (RMN), tomografie computerizată 4D (CT), analiza 3D și analiza 3D cu raze X

Atât tomografia computerizată (CT) și RMN-ul pot reproduce date 3D de înaltă calitate. RMN-ul este, în general mai bun la țesutul moale decât la cel osos, deoarece folosește un câmp electromagnetic puternic, care aliniază atomii de hidrogen din apă și grăsimea țesuturilor biologice. Cu toate acestea, RMN-ul are două avantaje semnificative față de CT: este neinvazivă și, ca urmare a dezvoltării recente a instrumentelor RMN poziționale, are capacitatea de a reproduce o varietate de poziții [17]. Shapiro și Gold [64] au raportat că RMN-ul 3D cu timp real de captare a mișcării ar fi mai bun decât fluoroscopia și radiografia biplană, (ambele modalități proiective imagistice care sunt pe bază de înregistrare cu markeri) și CT de scanare (care expune subiectul la radiații ionizante și furnizează puține informații despre țesutul moale).

Cu toate acestea, în timp ce RMN-ul 3D este cu siguranță cea mai bună metodă de evaluare a posturii, atât static cât și dinamic, tehnologia este disponibilă, doar în unele spitale, laboratoare și clinici din cauza costurilor ridicate.

Alta ș.a. [2], care au investigat mișcarea claviculei, au găsit investigația CT 4D a fi mult mai interesantă decât RMN-ul pentru că a oferit posibilitatea de a scana mișcarea articulației umărului în timp real. Tubul comun a razelor X produce un fascicul conic de electroni care penetrează obiectul supus analizei, un semnal digital este apoi interpretat de către detectorul 2D ca imagine digitală a radiografiei. Scanarea CT folosește raze X, dar se rotește în jurul corpului, care acoperă, de obicei, o rotație de 360°, obținând astfel informații 3D. Aceasta este o tehnologie nouă care poate măsura, eventual, postura și mișcarea foarte precis. Cu toate acestea, deoarece CT se bazează pe raze X, prezintă aceeași problemă de radiații [82].

Pazos ș.a. [75], în cercetarea lor cu privire la reconstrucția trunchiului în 3D pentru monitorizarea deformărilor scoliotice, au declarat că în ultimi 20 de ani, mulți cercetători au căutat alternative la raze X pentru evaluarea scoliozei. Cu toate acestea, studiile de corelare care vizează stabilirea unei relații între asimetria de suprafață și deformarea coloanei vertebrale au fost dezamăgitoare, într-un anumit

fel, din cauza tehnologiilor disponibile la acel moment [75]. În același studiu, cercetatorii au discutat unele probleme de fiabilitate și precizie în captarea imaginilor 3D, și anume, balansarea în poziție ortostatică și tiparele de respirație. Când imaginile 3D sunt achiziționate, camerele și markerii de piele folosiți pentru a evidenția reperele osoase, au aceleași probleme cu care se confruntă metoda fotografierii. Având în vedere că topografierea suprafeței [35] este o alternativă neinvazivă a radiografiei pentru cuantificarea formei corpului și nu folosește repere, acest lucru poate fi o soluție promițătoare. Cu toate acestea, utilizarea acestei metode necesită încă validare.

Steffen ș.a. [87] au explorat utilizarea reconstrucției coloanei vertebrale în 3D, în ortostatism cu radiografii biplane, o tehnică care utilizează două surse de raze X cuplate. Autorii nu au validat metoda, dar au comparat 93 pacienți ce prezentau tulburări ale coloanei vertebrale cu 23 de voluntari asimptomatici. Cert este că razele X au fost utilizate ca standard pentru evaluarea sistemului osos. În cazul în care ideea este de a utiliza reperele osoase pentru a evalua postură, radiografia 3D pare a fi o alegere excelentă. Cu toate acestea, problema radiațiilor rămâne, radiografia este clasificată ca fiind cancerigenă [78].

2.2. Concluzii

Evaluarea posturii este o sarcină dificilă. Cu toate acestea, există suficientă tehnologie pentru a face ca o evaluare cantitativă foarte bună să fie posibilă. De exemplu, RMN-ul 3D sau CT-ul 4D pot înregistra cu precizie postura statică și dinamică în ciuda faptului că sunt costisitoare și invazive. Soluții mai ieftine și neinvazive pot folosi echipamente combinate și sincronizate, cum ar fi aparate de fotografiat și accelerometre, infraroșu, placi de forță [80].

Revizuirea literaturii de specialitate și cercetările făcute în domeniul determinării posturale, și în special pentru domeniul sportiv, constatăm că există o mare varietate de tehnologii și tehnici folosite în cercetarea posturii umane.

În încercarea de a determina cât mai exact posturile specifice loturilor sportive studiate vom folosi în combinație, după cum se sugerează și în literatură, mai multe metode și tehnologii neinvazive, aflate în dotarea laboratorului de Ergoinginerie din cadrul departamentului de Mecatronică. Rezultatele convergente obținute pot fi utilizate ca bază de validare a metodelor menționate.

3. INSTRUMENTE UTILIZATE ÎN SOLUȚIONAREA OBIECTIVELOR TEZEI

3.1. Baropodometria în evaluarea posturală

Deviațiile posturale au fost legate de o serie de tipuri de dureri și disfuncții. Din moment ce piciorul uman este baza de sprijin și de propulsie pentru mers, iar analiza baropodometrică evaluează disfuncții ale picioarelor, aceasta poate fi valoroasă în ceea ce privește evaluarea posturală. Postura nu este un subiect ușor de studiat, în principal, deoarece evaluările posturale sunt încă științific inexacte (fotografie), sau costisitoare (imagistica prin rezonanță magnetică), în timp ce altele (cu raze X) implică probleme de radiații [10;79;88;90].

Baropodometria are potențial de a oferi date excelente în evaluarea posturală și domeniile conexe. Cu toate acestea, baropodometria necesită standardizare și un sistem de calibrare îmbunătățit.

Există dovezi științifice care asociază probleme de postură și de echilibru cu boli ortopedice și reumatologice, cum ar fi osteoartrita la genunchi, instabilități ale gleznelor, tensiuni la nivelul cervical și dureri de spate [67]. Potrivit Bellizzi [9], o problemă în sistemul postural generează o stare de dezechilibru, ceea ce duce la supraîncărcarea funcțională, disfuncții, degenerare, precum și debutul problemelor clinice patologice, asociate uneori cu dureri intense.

Controlul posturii și locomoției sunt interdependente, la diferite niveluri ale sistemului nervos central. Structurile implicate furnizează reperele spațiale corespunzătoare, necesare pentru ajustarea posturală.

De exemplu, anumite zone din hipotalamus sau ale trunchiului cerebral declanșează modificări posturale atunci când sunt stimulate [62]. Există numeroși factori care modulează inputurile aferente acelor zone din creier, inclusiv starea de anxietate și starea de spirit. Aceste informații sunt transmise de structurile periferice aferente (urechi, ochii, mușchi, tendoane, viscere) la cortexul cerebral pentru prelucrare, rezultatul determinând organismul să se adapteze, asumându-și posturile și mișcările relative [9].

Tot Bellizzi ș.a. [9] au precizat că sistemul postural menține echilibrul în poziție ortostatică (static) și în timpul activităților motorii (dinamic), cum ar fi mersul. Piciorul uman este baza de sprijin și de propulsie pentru mers. Acesta oferă sprijin și flexibilitate pentru transferul eficient al greutateii [99]. O biomecanică corectă a piciorului este responsabilă pentru menținerea posturii corpului și pentru distribuția simetrică a presiunii plantare [99]. Mai mult, exercită un efect important asupra controlului postural static (în ceea ce privește poziția ortostatică) și dinamic [54;66;104]. Mai mult decât atât, în conformitate cu Bricot [12], problemele posturale pot începe la nivelul picioarelor (ascendent: mers antalgic sau șchiopătat) sau la nivelul capului (descendent: ochii; sistemul vestibular, articulația temporomandibulară). Cu toate acestea, chiar și atunci când problema vine de la nivelul capului, picioarele sunt afectate, și de asemenea necesită tratament [12]. Principiul este de a cartografia presiunea suprafeței plantare, care, în mod indirect, indică anomalii posturale importante [47;62]. Analiza baropodometrică computerizată înregistrează amprenta plantară și a forțelor de reacție cu solul.

Această analiză permite determinarea procentului din greutatea susținută de fiecare picior și raportul de simetrie. Mai mult decât atât, se poate calcula, de asemenea, indexul arcadei tipului de picior: normal, cav sau plat [65]. Aceasta prevede, de asemenea, determinarea parametrilor stabilometrici derivați din comportamentul spațial și temporal al centrului de presiune, similar cu o placă de forță [65]. Prin urmare, această metodă este foarte importantă pentru a înțelege adoptarea unei poziții ortostatice modificate, care ar putea fi consecința unei adaptări posturale defectuoase, secundar anumitor boli care afectează sau pot fi afectate de către postură [12;47]. Pe baza unei evaluări corecte, un număr de autori sugerează tratarea problemelor posturale prin întinderea și întărirea mușchilor posturali [12;79] și / sau prin utilizarea de talonete [12;58].

Baropodometrul electronic modular (BEM) este un sistem ultramodern neinvaziv de diagnostic, disponibil în două versiuni BPEX pentru un diagnostic specific al piciorului și Multisenzor pentru diagnostic clinic general (Fig.3.1).

Design-ul, compus dintr-o serie de module, este o invenție unică și modernă putând efectua diferite teste, care pot fi combinate și adaptate conform nevoilor specifice.

Baropodometrul este alcătuit dintr-o platformă de detectare cu o lungime de 160cm și 40cm lățime, conținând 25600 de senzori de presiune, alături de un sistem optoelectronic format dintr-o cameră video [108].



Fig.3.1- Baropodometrul cu camera video [108].

În cadrul analizei biometrice ortostatice, subiectul trebuie să stea pe placa de presiune și să rămână într-o poziție naturală relaxată timp de 5 secunde pentru a se determina examenul static, exprimat ca un calcul al mediei oscilațiilor subiectului. Subiectul este apoi instruit să meargă și să se întoarcă de-a lungul plăcii de presiune pentru o testare dinamică. Datele sunt achiziționate imediat ce subiectul face contact cu platforma de presiune, până când părăsește platforma. Examinarea se repetă de trei-patru ori, pentru a identifica tulburări de mers sau echilibru.

Elaborarea fiecărui ciclu de mers implică monitorizarea punctelor de presiune centrale ale piciorului, sarcina de suprafață și valori numerice. Reacția solului și centrul de greutate sunt de asemenea înregistrate.

Testul de echilibru se efectuează în picioare pe placa de presiune și implică teste de stabilometrie cu ochii deschiși și închiși. Datele obținute despre oscilațiile

antero-posterioare și laterale ale pacientului, identifică orice tulburări neurologice ale ochilor sau ale sistemului vestibular.

Tehnologia baropodometrică este tot mai des folosită în alte specializări, cum ar fi științele sociale [29], psihologie [60;61], în ramuri medicale ca oftalmologia și neurologia, la pacienți cu dizabilități, hemipareze și patologii maxilofaciale [38], unde detectează diferite profile de distribuție a tensiunilor, utile programelor terapeutice și în cercetare [8;9].

3.2. Termograful

Termografia este o tehnică noninvazivă, non contact care se încadrează în categoria metodelor de diagnostic pasiv, la care aparatul nu acționează deloc asupra subiectului, ci doar primește informații de la acesta. Termografia presupune preluarea imaginii termice a unui obiect sau a corpului uman și convertirea imaginii obținute în frecvențe din domeniul vizibil, pentru care ochiul prezintă sensibilitate spectrală. Imaginea care rezultă este digitală și necesită un echipament de preluare, prelucrare și stocare a informației.

Termografia computerizată este o metodă funcțională de diagnostic imagistic din familia EKG, EEG, EMG, care explorează termogeneza celulelor umane în condiții de sănătate și boală. Imagistica cu raze infraroșii este utilizată de câteva decenii pentru a monitoriza distribuția temperaturii la suprafața corpului [89;93].

Camerele digitale cu infraroșii s-au îmbunătățit considerabil în ceea ce privește rezoluția spațială și termică, iar analiza computerizată a imaginilor se face cu softuri de compatibilizare cu sisteme de calcul comune, de tip PC.

Dacă termogramele sunt captate în condiții controlate, fără influențe ale surselor termice din mediul înconjurător, pot fi folosite cu succes în diagnosticarea și monitorizarea bolilor, în specialități ca neurologie, boli vasculare, boli reumatice, oncologie și în chirurgie [38;46].

Termografia reprezintă o investigație neinvazivă, de mare acuratețe, o metodă funcțională de diagnostic imagistic.

Principiul metodei se bazează pe măsurarea temperaturii de la suprafața pielii prin mai multe metode: contact direct sau telemetrie. Contactul direct are ca principală metodă folosirea de cristale lichide ce își schimbă culoarea în funcție de temperatura locală. Telemetria constă în calcularea temperaturii într-un punct pe baza energiei emise de acel punct în infraroșu.

Bazele fiziologice ale metodei pleacă de la principiile hipocratice: fenomene algice, căldură, hiperemie, edem, impotență funcțională. Transferul tehnologiei militare către tehnica medicală a dus la apariția, începând cu anii 60, a termografiei ca tehnică medicală de investigare neinvazivă.

Deși folosirea imaginilor în infraroșu a crescut semnificativ în numeroase aplicații industriale și de securitate datorită camerelor fotografice folosite, în trecut, termografia a fost mai puțin utilizată în medicină. În prezent camerele digitale cu infraroșu au fost mult îmbunătățite permițând analiza imaginilor captate, atât static, cât și dinamic.

Camerele moderne permit obținerea distribuției temperaturii în timp real, și acest lucru combinat cu lipsa oricărui contact cu subiectul reprezintă avantajul de bază al termografiei.

Termografia a fost folosită cu succes în diagnosticarea cancerului de sân, a reacțiilor alergice la nivelul pielii, a leziunilor musculo-scheletale de la nivelul articulației mâinii și în diagnosticarea sindromului Raynaud. Practic termografia

reprezintă o metodă de diagnostic cu aplicabilitate mare în numeroase leziuni la nivelul mușchilor, organelor interne și structurilor osoase [7;16].

Prin examinarea termografică se practică măsurarea temperaturii regionale a corpului, utilizând dispozitive de detectare și autoemanarea radiațiilor infraroșii. Termografia pornește de la un principiu foarte simplu, dar deosebit de util în diagnostic: toate bolile modifică temperatura organului afectat, unele boli scad temperatura organului afectat, altele o cresc.

Termograful analizează temperatura corpului omenesc și măsoară tocmai această modificare a temperaturii organelor în urma afectării lor patologice și/sau efortului fizic depus.

Foarte util în acest sens este gradientul de temperatură, reprezentat de diferența de temperatură dintre un țesut normal și unul afectat (hipervascularizat, cu stază vasculară). Deci termografia este un sistem de scanare în infraroșu.

Undele infraroșii sunt continuarea gamei luminii vizibile din partea culorii roșii a spectrului și de aceea sunt numite infraroșii. Termograful captează un număr imens de informații, atât de multe încât nici măcar nu ar putea fi interpretate dacă nu am avea mijloacele necesare în acest sens. Și aceste mijloace sunt reprezentate de programe superspecializate de calculator care preiau aceste informații, le analizează, le prelucrează și le transformă într-o hartă cromatică, hartă care poate fi interpretată. Cu ajutorul termografului se pot diagnostica un număr de 150 de afecțiuni, ceea ce face din termografie o metodă de investigare foarte utilă [3;22].

În acest studiu am utilizat tehnica termografică pentru a evidenția zonele de contractură musculară apărute în urma efortului fizic specific.

Aparatul termografic folosit este un aparat FLIR B200 și prezintă o tehnică care sesizează și înregistrează pe film zonele calde și reci ale organismului prin metode de detectare a radiațiilor infraroșii care reacționează la circulația sanguină.

Principalele caracteristici tehnice ale acestui aparat sunt următoarele:

- rezoluție de 200X150 pixeli;
- 2X zoom digital;
- cameră digitală integrată;
- posibilitatea de a se face adnotații;
- ecran de tip "touch screen";
- lentile infraroșii interschimbabile de 25° și opționale de 15° și 45°.

Aparatul FLIR B200 (Fig.3.2) măsoară temperaturi de la -20° la +120°. Camera digitală integrată (de 1,3 Mpixeli) permite observarea și inspectarea mai rapidă și mai ușoară, și în plus prezintă sistemul "picture in picture" care permite suprapunerea stratului infraroșu peste imaginea vizuală.

Zonele intens evidențiate în roșu reprezintă regiunile în care temperatura este mai ridicată, adică zonele de contractură musculară, iar regiunile reprezentate în culori mai reci: albastru, verde, reprezintă regiunile în care temperatura corpului este mai scăzută.

Pentru realizarea studiului termografic sunt necesare anumite condiții precise de fotografiere:

- Temperatura ambiantă scăzută. Temperatura ambiantă trebuie să fie cât mai scăzută pentru a nu da erori în măsurarea temperaturii corpului. Pentru aceasta, încăperea în care se realizează imaginile fotografice trebuie pregătită corespunzător;
- Îmbrăcăminte corespunzătoare. Subiecții trebuie să poarte haine cât mai subțiri, preferabil să fie dezbrăcați pentru a fi vizibilă direct pielea.

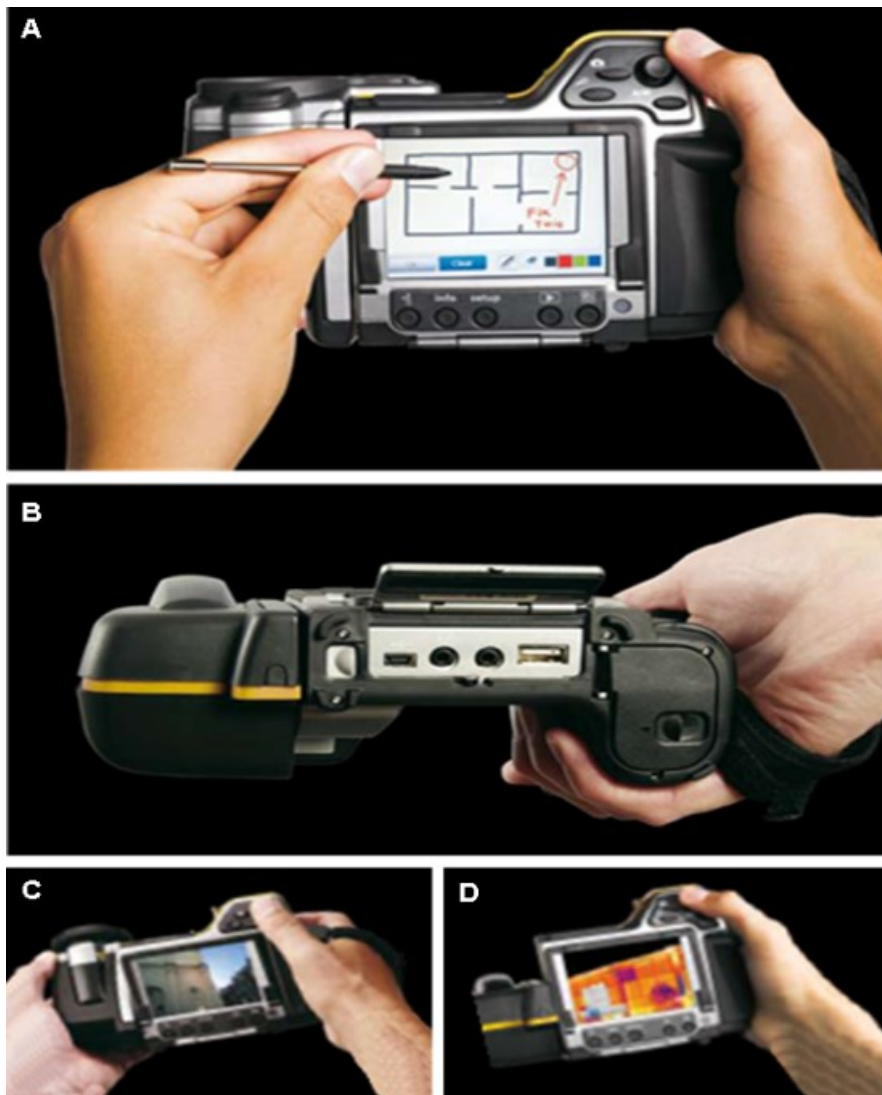


Fig.3.2- Aparatul FLIR B200 utilizat pentru realizarea studiului termografic. A – fața posterioară a aparatului cu display-ul și setarea acestuia; B – fața inferioară a aparatului cu huburile de conectare; C – imagine fotografică normală la nivelul display-ului; D – imagine termografică a aceluiași obiect din figura C [118].

3.3. Sistemul de examinare a geometriei spatelui cu ultrasunete "Zebris"

Sistemul de examinare a coloanei vertebrale Zebris CMS-HS și programul aferent Winspine determină coordonatele spațiale ale proceselor spinose ale vertebrelor.

În Laboratorul de Ergoinginerie din cadrul Departamentului de Mecatronică s-a măsurat forma coloanei vertebrale într-o poziție ortostatică, naturală cu ajutorul

unui sistem de analiză a geometriei coloanei vertebrale cu ultrasunete Zebris CMS-HS (Fig.3.3).

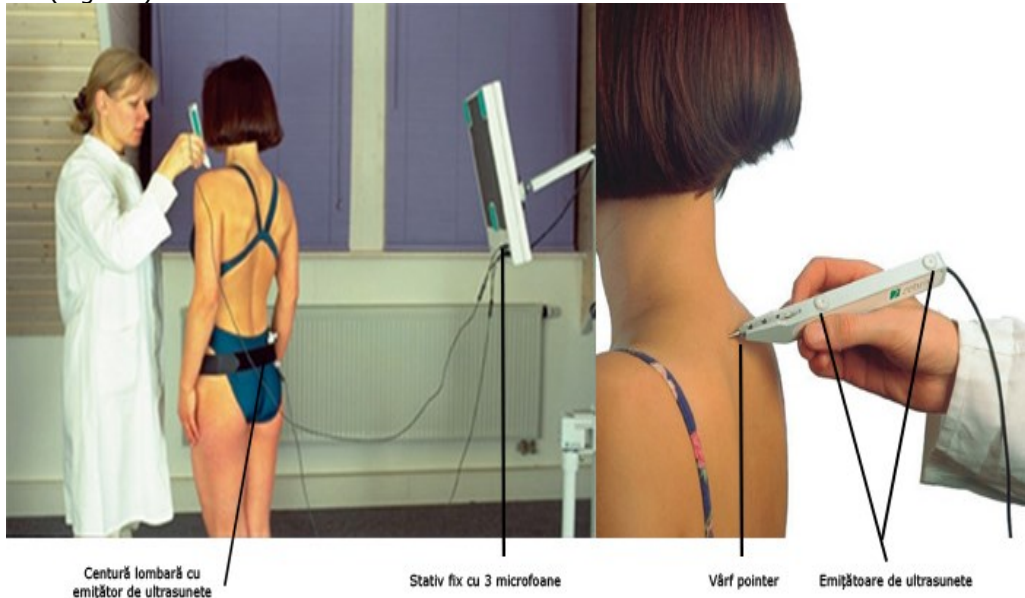


Fig.3.3- Sistemul de examinare a coloanei vertebrale Zebris CMS-HS [112].

Sistemul constă din:

- o centura lombară care emite impulsuri de ultrasunete;
- un stativ format din trei microfoane cu ultrasunete pentru a verifica mișcările coloanei vertebrale;
- un pointer cu două emițătoare de ultrasunete;

Emițătoare trimit impulsuri de ultrasunete la intervale regulate, care sunt înregistrate de microfoane (frecvența de măsurare este de 100 Hz). În cazul în care temperatura este cunoscută, de la viteza și durata de funcționare a ultrasunetelor se poate calcula distanța de la microfoane la emițătoare. Prin triangulație, coordonatele spațiale ale microfoanelor pot fi determinate în fiecare minut în timpul măsurării din coordonatele spațiale ale markerelor capului și din distanța dintre markere și microfoane [112].

Acest calcul poate fi efectuat pentru fiecare microfon. Software-ul de măsurare WINSPINE înregistrează și stochează coordonatele spațiale ale microfoanelor, iar coordonatele spațiale ale proceselor spinose sunt calculate din acestea generând un raport (Fig.3.4) care oferă informații cu privire la poziționarea conturului spatelui pe plan sagital, frontal și pe plan orizontal.

Alți parametri de ieșire sunt: cifoza coloanei vertebrale toracice, lordoza coloanei vertebrale lombare, înclinarea părții superioare a corpului, unghiul sacral, oblicitatea pelvine și ale umerilor, scolioza laterală, mobilitatea bazinului și a coloanei vertebrale; parametri similari metodei Cobb [92].

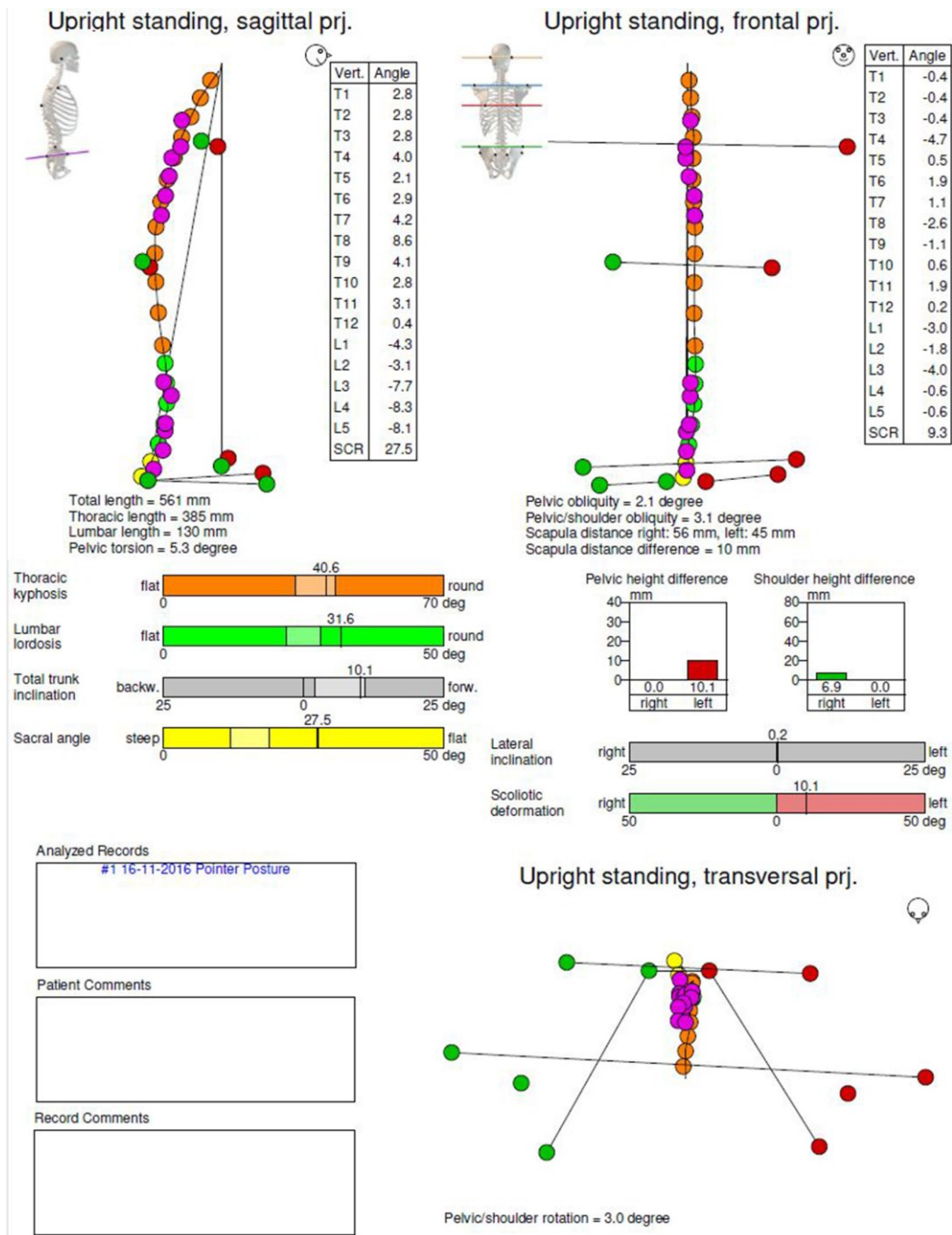


Fig.3.4- Raportul generat în urma prelevării [112].

4. DETERMINAREA EXPERIMENTALĂ A DIFERENȚELOR POSTURALE PE RAMURI SPORTIVE

Determinările prezentate în subcapitolele următoare au fost efectuate pe trei loturi sportive din ramuri diferite, acestea fiind loturile echipelor ce reprezintă Timișoara în prima ligă națională aferentă ramurii de baschet, volei și fotbal.

Toți sportivii examinați erau apți fizic, având vizitele medicale la zi în momentul prelevării datelor.

În total au fost examinați 12 sportivi baschetbaliști, 13 sportivi voleibaliști și 9 fotbaliști.

Datorită lotului redus de fotbaliști am eliminat din subiecții celorlalte două sporturi câțiva sportivi aleator și pe cei ce erau formați pe anumite posturi mai specifice (pivoți în cazul baschetbaliștilor și libero în cazul voleibaliștilor) pentru a ajunge la un număr egal de subiecți cu lotul fotbaliștilor, respectiv de 9 sportivi pentru fiecare ramură.

Sportivii baschetbaliști aveau vârste cuprinse între 16 și 32 de ani, media fiind de 23,33 ani, aceștia având o experiență cuprinsă între 6 și 22 de ani cu o medie de 15,5 ani; sportivii voleibaliști aveau vârste cuprinse între 17 și 35 de ani, media fiind de 23 ani și cu experiență în practicarea sportului respectiv între 7 și 25 de ani, media fiind de 13 ani; fotbaliștii aveau vârste între 19 și 32 ani, media fiind de 25,4 ani și cu experiență în practicarea fotbalului între 9 și 22 de ani, media fiind de 14,3 ani.

4.1 Studiul antropometric

Antropometria, ca subdomeniu al antropologiei, are ca obiect de activitate studiul mărimilor fizice ale corpului uman, pentru utilizarea acestora în clasificările și comparațiile antropologice. Studiile antropometrice au multiple utilizări pentru evidențierea evoluției fizice în timp a omului în o varietate de domenii cum ar fi ergonomie, medicină, biomecanică generală cât și biomecanica sporturilor, în industria vestimentară, robotică etc [106].

Cu ajutorul antropometriei pot fi relevate diferențele dintre indivizi și dintre grupurile de indivizi, ținând cont de vârstă, sex, rasă, somatotip sau sport.

Printe datele obținute din prelevările facute pe sportivi, am obținut și anumite date antropometrice cum ar fi greutatea (Fig.4.1), înălțimea (Fig.4.2), marimea pantofilor (Fig.4.4) și dimensiuni specifice pentru unele regiuni ale coloanei vertebrale (Fig.4.3).

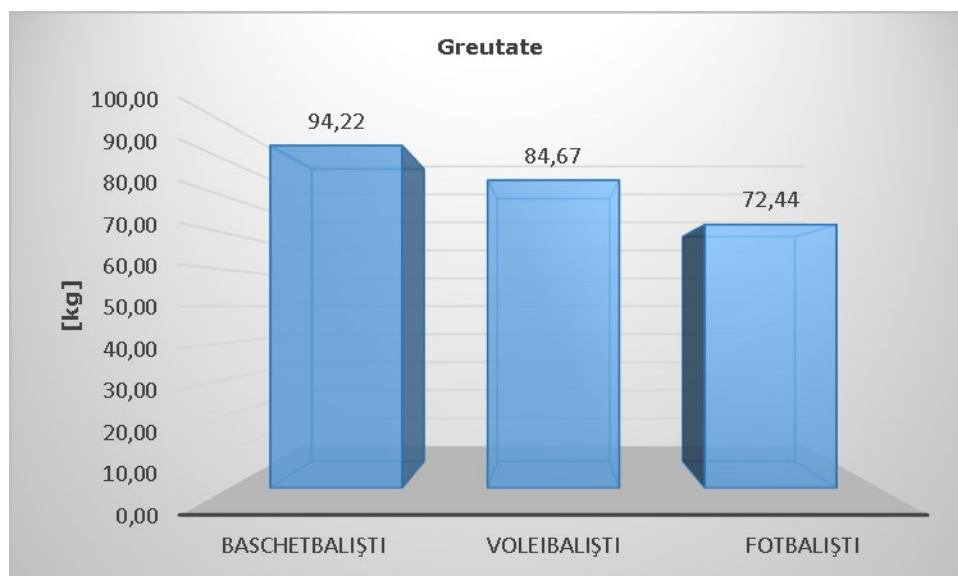


Fig.4.1 – Greutatea medie a sportivilor.

Greutatea medie obținută după cum ne-am fi așteptat diferă între sporturi observându-se o diferență de aproape 10 kg între media sportivilor baschetbaliști și voleibaliști, respectiv aproximativ 12 kg între voleibaliști și fotbaliști.

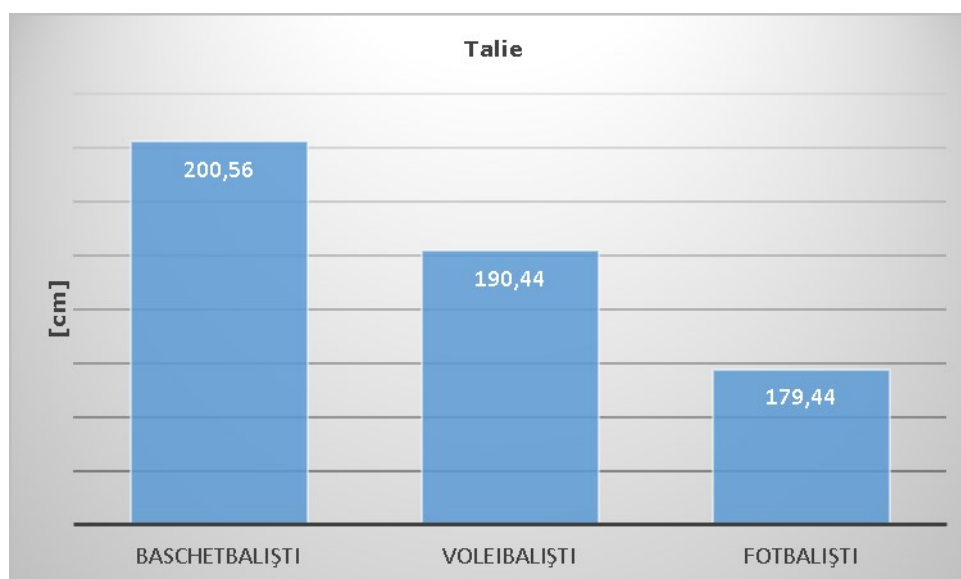


Fig.4.2 – Înălțimea medie a sportivilor.

Diferența de talie sau de **înălțime** între sportivii celor trei ramuri este din nou descrescătoare similar greutății, înregistrându-se diferențe de aproximativ 10 cm între mediile celor trei sporturi.

Datele colectate cu privire la **lungimea totală a liniei proceselor spinoase** a măduvei spinării și lungimile **regiunilor toracice și lombare** sunt exprimate în mm (Fig.4.3). Acești parametri au fost obținuți cu sistemul Zebris, spre deosebire de înălțime, greutate și mărimea pantofului, care au fost obținuți în urma prelevării cu platforma baropodometrică.

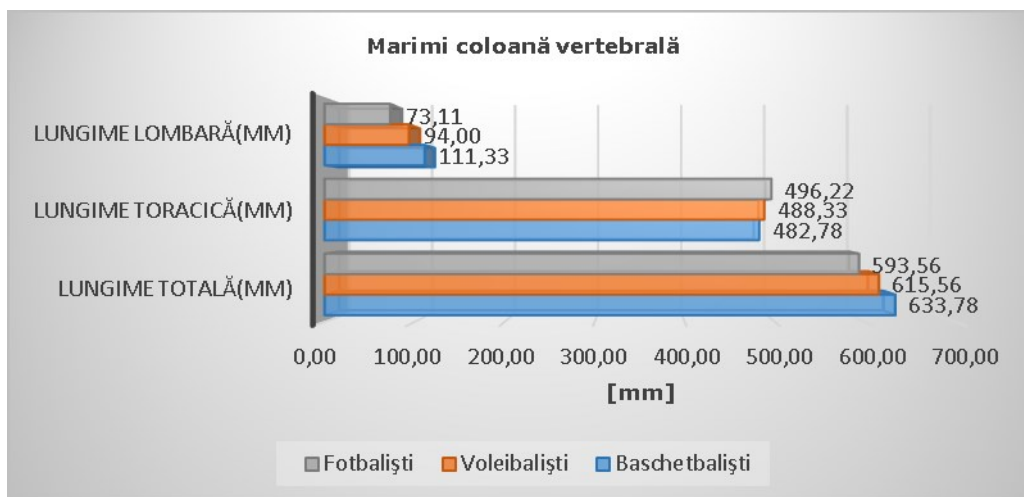


Fig.4.3 – Mărimile medii ale regiunilor coloanei vertebrale.

Mărimea totală medie a coloanei vertebrale are aceeași tendință descrescătoare ca în cazul greutății și înălțimii sportivilor, însă dacă ne uităm la cum este împărțită pe regiuni coloana vertebrală observăm o tendință învers proporțională în cazul dimensiunii toracice, aceasta fiind mai mare în cazul fotbaliștilor și scăzând pe măsura ce crește lungimea totală a coloanei.

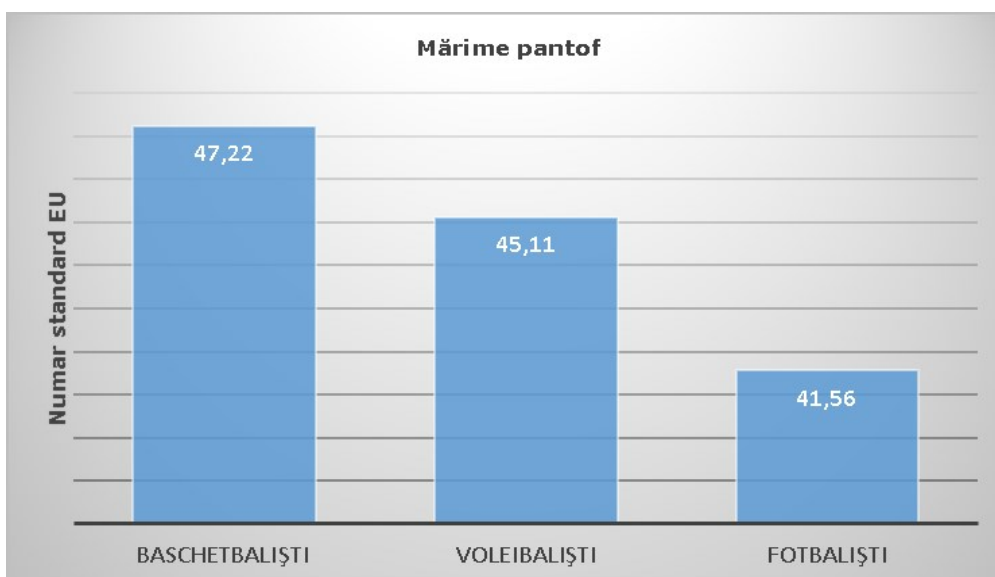


Fig.4.4 – Mărimea medie a încălțărilor.

Mărimea pantofilor sportivilor crește o dată cu talia și greutatea sportivilor, lucru care era de așteptat conform rapoartelor antropometrice de scalare a segmentelor corporale.

Datele obținute de pe loturile sportive au fost prelucrate grafic în Excel, baza de date creată a fost introdusă și în software-ul „SPSS” de la IBM (Statistical Package for the Social Sciences) unde am rulat o testare independentă a probelor (sau testul independent „t”).

În urma testului „t” obținem și un parametru numit „Sig.”, dacă valoarea lui Sig. (2-tailed) este mai mare decât 0.05 nu există o corelație statistic semnificativă între cele două variabile. Asta înseamnă că creșterile sau descreșterile unei variabile nu se referă în mod semnificativ la creșteri sau scăderi ale celei de-a doua variabile. Dacă valoarea lui Sig este mai mică sau egală cu 0.05 se poate concluziona că există o corelație statistic semnificativă între cele două variabile (încredere de 95%). Aceasta înseamnă că creșterile sau descreșterile unei variabile se referă semnificativ la creșteri sau scăderi ale celei de-a doua variabile [40]. Mai se obține și coeficientul de corelație Pearson (PCC) sau corelația bivariată, este o măsură a corelației liniare dintre două variabile X și Y, are valori cuprinse între +1 și -1, unde: 1 este corelație liniară totală pozitivă; 0 exprimă lipsa corelării liniare; -1 este corelație liniară totală negativă; <+/-0.2 corelație foarte slabă, inexistentă; <+/-0.4 corelație slabă; <+/-0.6 corelație rezonabilă; <+/-0.8 corelație înaltă.

Prin acest test se compară interdependența sau legătura dintre variabilele observate în populații statistice [41].

Dintre cei 49 de parametri obținuți din prelevările făcute cu baropodometrul modular electronic și cu sistemul Zebris, am selectat acei parametri care au obținut în urma efectuării testului Pearson pe șirurile de valori ale acestora, o valoare statistic semnificativă a lui Sig ($>/=0,05$), adică o corelare statistică.

În tabelul 4.1 sunt prezentate valorile parametrilor antropometrici prelevați și corelarea lor cu alți parametri obținuți.

Tabelul 4.1. Corelările PCC ale valorilor antropometrice cu alți parametri.

Înălțimea taliei	Mărime pantof	Greutate	Presiunea maximă	Presiunea medie	Unghi picior stâng	Unghi picior drept	Unghiul sacral	Lungimea coloanei	Lungimea lombară
Sig. (2-tailed)	0,00	0,00	0,01	0,00	0,00	0,01	0,02	0,00	0,04
PCC	0,90	0,84	0,53	0,58	-0,65	-0,52	-0,45	0,67	0,40
Greutate	Mărime pantof	Suprafață plantară	Presiune medie	Suprafață plantară posterior stâng	Unghi picior stâng	Unghi picior drept	Unghiul sacral	Lungimea coloanei	
Sig. (2-tailed)	0,00	0,01	0,02	0,03	0,01	0,01	0,02	0,02	
PCC	0,80	0,47	0,45	0,41	-0,53	-0,49	-0,46	0,46	
Mărime pantof	Presiune medie	Suprafață plantară frontal stâng	Unghi picior stâng	Unghi picior drept	Lungimea lombară	Torsiune pelviană	Unghiul sacral	Lungimea coloanei	
Sig. (2-tailed)	0,02	0,04	0,00	0,24	0,01	0,02	0,01	0,00	
PCC	0,46	0,40	-0,63	-0,43	0,48	-0,43	-0,50	0,59	

Parametrii marcați cu roșu sunt obținuți cu sistemul Zebris, restul fiind obținuți din prelevarea cu platforma baropodometrică, diferențierea parametrilor fiind făcută și prin fundalul verde al tabelelor cu parametri obținuți cu placa de forță și cu fundal albastru pentru cei obținuți cu sistemul Zebris.

Marcate cu bold sunt valorile antropometrice, unele sunt liniar pozitive și foarte aproape de 1 pe când unele au corelări slabe (<0.4) sau rezonabile (<0.6). Însă lungimea toracică este liniar negativă față de lungimea lombară (Tabelul 4.2),

pe măsură ce crește lungimea toracică scade cea lombară (Fig.4.3). O explicație pentru acest fenomen poate fi adaptarea structurii scheletale la încărcările funcționale (Cap.5.2).

Tot în tabelul 4.1 sunt prezentate valorile PCC și Sig ale înălțimii, greutateii și mărimii pantofilor și corelarea acestora cu parametrii care au mai înregistrat semnificație statistică. Vom reveni asupra lor în subcapitolele următoare după ce îi vom prezenta.

Tabelul 4.2. Corelările PCC al lungimii toracice cu celelalte dimensiuni ale coloanei.

Lungime toracică	Lungime lombară	Lungime coloană
Sig. (2-tailed)	0,00	0,01
PCC	-0,54	0,50

4.2 Determinarea geometriei spatelui cu sistemul "Zebris"

În Fig.3.4. se poate vedea un exemplu de raport generat de softul "Win Spine" (soft aferent sistemului Zebris). Printre parametrii afișați în acest raport se numără:

1. **rotația pelviană/umăr** care este reprezentată de unghiul de rotație dintre linia trasată prin spina iliaca superioară stânga și superioară dreapta (a), și linia punctelor umerilor, stâng și drept (b) (liniile roșii) (Fig.4.5);

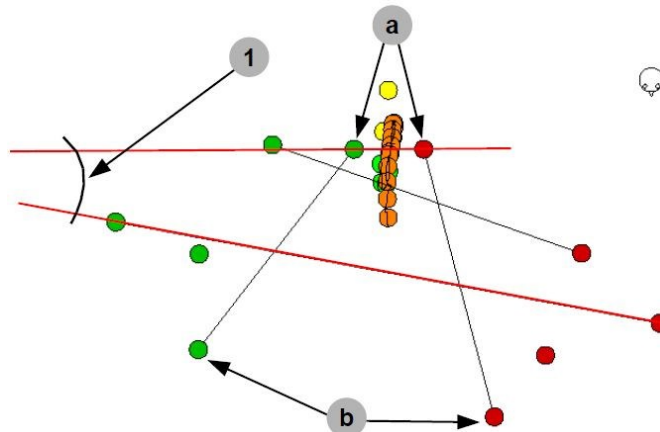


Fig.4.5 - Rotația pelviană/umăr [112].

2. **oblicitatea pelviană** este dată de unghiul dintre linia trasată prin creasta iliaca dreapta, creasta iliaca stânga (linia albastră) și planul podelei (linia neagră).
3. **oblicitate pelviană/umăr** este unghiul unei linii trasate prin punctele acromionare ale scapulelor, față de pelvis (linia albastră trasată prin creasta iliaca) (Fig.4.6).

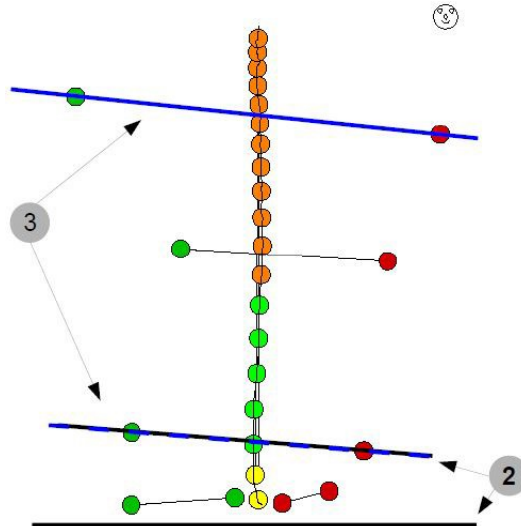


Fig.4.6. - Oblicitatea pelviană și pelviană/umăr [112].

4. **torsiunea pelviană** reprezintă torsiunea pelvisului în grade. Aceasta este descrisă de unghiul dintre linia trasată prin spina iliaca posterioară superioară, dreapta (a, verde), spina iliaca anterioară superioară, dreapta (b, verde) și linia trasată prin spina iliaca posterioară superioară, stânga (a, roșu), spina iliaca anterioară superioară, stânga (b, roșu) (Fig.4.7.);

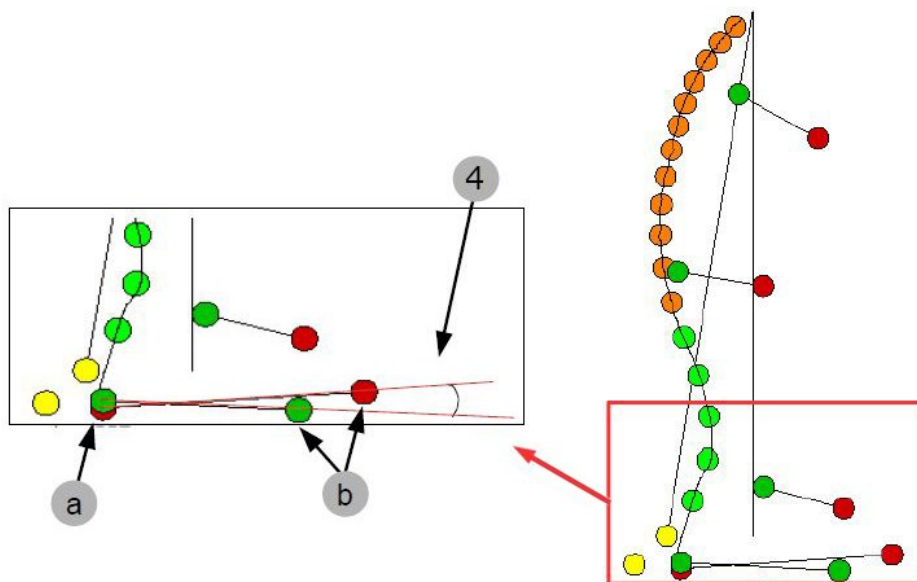


Fig.4.7. - Torsiunea pelviană [112].

Mediile celor 4 valori unghiulare obținute din prelevarea cu sistemul Zebris se pot observa în Fig.4.8.

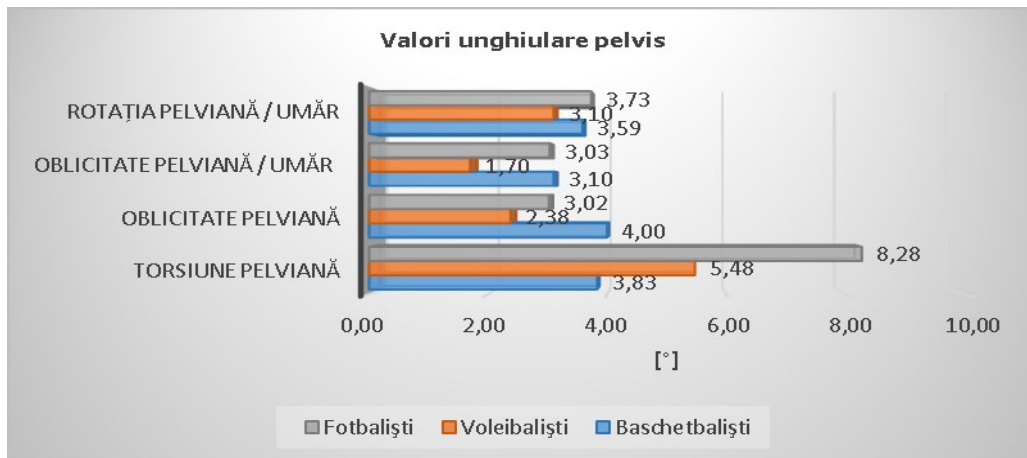


Fig.4.8. – Valorile unghiulare medii pentru parametrii pelvisului.

Valorile ideale pentru acești parametri nu ne sunt cunoscute, în urma discuției cu cei de la Zebris am aflat că au obținut valorile dintr-un studiu, care nu poate fi accesat. Oricum de interes sunt diferențele obținute între valorile dintre ramurile sportive studiate, sportivii fiind considerați clinic sănătoși.

Se observă în rândul parametrilor 1, 2 și 3 diferențe între cele trei sporturi, însă acestea au aceeași tendință. Sportivii fotbaliști cu cei de la baschet au valori aproape identice în schimb ce sportivi voleibaliști au valori mai mici. Rezultatele testului „t” ale acestor parametri se văd în tabelul 4.3.

Tabelul 4.3. Corelarea PCC a valorilor unghiulare ale pelvisului.

Rotația pelviană/umăr	<i>Inclinarea laterală stânga</i>	<i>Inclinarea laterală dreaptă</i>	<i>Diferența de înălțime pelviană stânga</i>	
Sig. (2-tailed)	0,00	0,01	0,01	
PCC	0,75	0,51	0,51	
Oblicitate pelviană/umăr	<i>Distanță omoplat drept</i>	<i>Diferență de înălțime pelviană dreapta</i>		
Sig. (2-tailed)	0,05	0,00		
PCC	0,38	0,57		
Oblicitate pelviană	Oblicitate pelviană/umăr	<i>Distanță omoplat drept</i>	<i>Diferență de înălțime pelviană dreapta</i>	<i>Diferență de înălțime umar drept</i>
Sig. (2-tailed)	0,00	0,033	0,02	0,03
PCC	0,83	0,41	0,45	-0,41
Torsiunea Pelviană	Oblicitate pelviană	Oblicitate pelviană/umăr		
Sig. (2-tailed)	0,048	0,01		
PCC	0,38	0,53		

Cu bold sunt marcate valorile unghiulare ale pelvisului, toate exceptând rotația pelviană/umăr (rotația pelviană/umăr se corelează cu alți parametri) au corelări pozitive între ele, cea mai pronunțată fiind oblicitatea pelviană cu cea pelviană/umăr care are un Sig=0 ce indică o puternică semnificație statistică (încredere 100%) și un PCC=0,83, ce indică o corelare liniară pozitivă înaltă.

Parametrul cu numărul 4, torsiunea pelviană este mult mai mare în rândul fotbalistilor, având o valoare de peste două ori mai mare decât în cazul sportivilor baschetbaliști care se află la capatul opus cu cea mai mică valoare. Testul „t” indică la limită o semnificație statistică cu oblicitatea pelviană și o semnificație puternică cu oblicitatea pelviană/umăr, amandouă fiind liniar pozitive însă nu foarte apropiate de 1.

5. **diferența de înălțime pelviană** este dată de diferența de înălțime dintre creasta iliaca dreaptă și stângă, punctul inferior față de planul orizontal fiind punctul de referință (linia neagră paralelă cu solul);
6. **diferența de înălțime a umerilor** este reprezentată de diferența de înălțime dintre punctele umerilor (acromioane) dreapt și stâng, punctul inferior față de planul orizontal fiind punctul de referință (Fig.4.9).

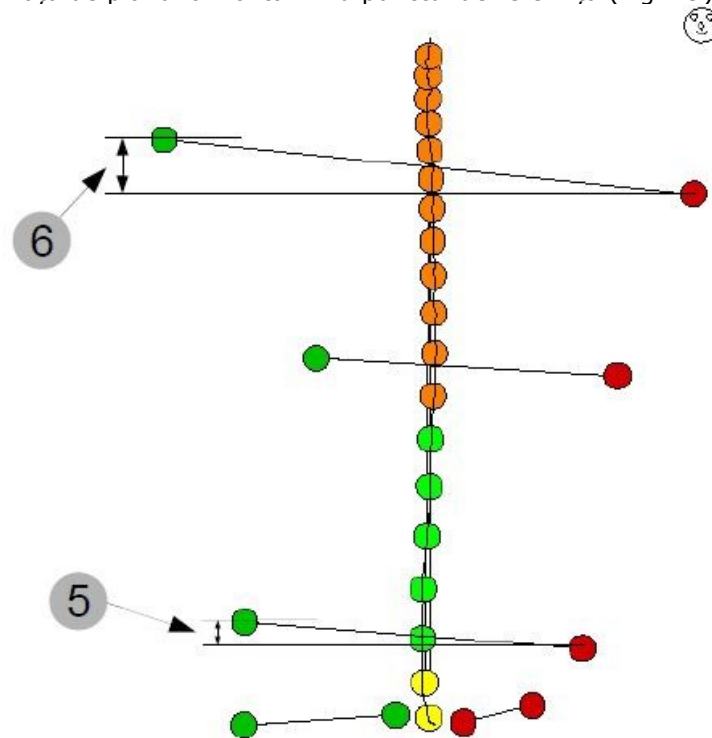


Fig.4.9. - Punctele de referință pentru diferența de înălțime a umerilor și a pelvisului [112].

În ceea ce privește înălțimea pelviană, atât în cazul sportivilor volebaliști cât și a celor baschetbaliști, se observă o preponderență dominantă pe partea stângă, valorile pentru această parte fiind mult mai mari decât cele înregistrate la subiecții care aveau înălțimi mai mari pe partea dreaptă. Sportivii fotbalisti au înregistrat valori apropiate pentru ambele creste iliace, ponderea fiind ușor dominantă pe partea stângă (Fig.4.10.).

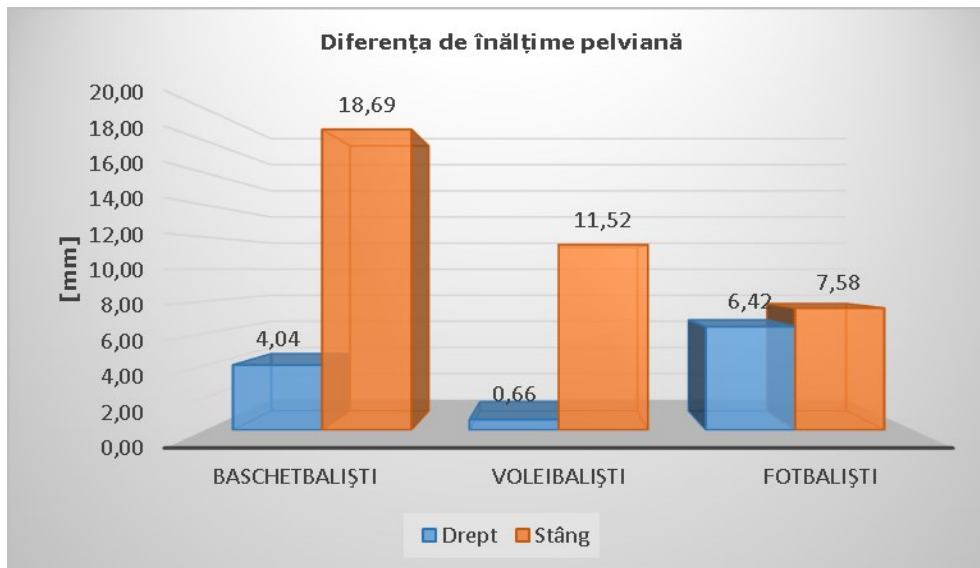


Fig.4.10. – Comparație între diferențele de înălțime pelviană.

Similar cu diferența pelviană, diferența de înălțime a umerilor are tot aceeași pondere către partea stângă, valorile, din nou, fiind mult mai mari decât pe partea dreaptă chiar și în rândul fotbaliștilor care înregistrează o diferență mai predominantă tot pe partea stângă (Fig.4.10).

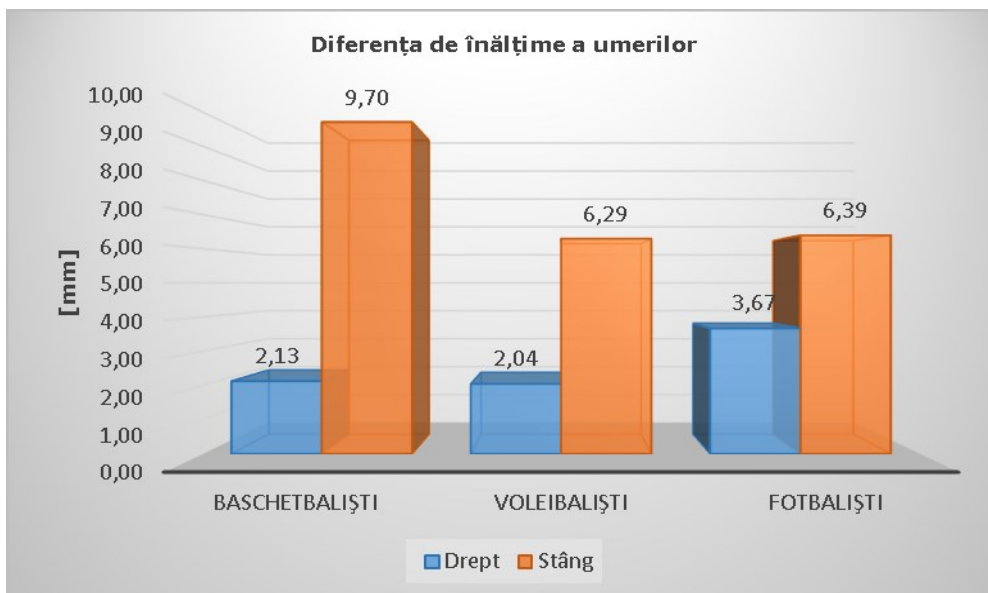


Fig.4.11 – Diferența de înălțime a umerilor.

Corelările statistice ale diferențelor de înălțime a umerilor și pelviene le putem vedea atât în tabelul cu valorile unghiulare ale pelvisului (4.3) cât și în tabelul 4.4.

Diferența de înălțime pelviană stânga are o corelare liniară pozitivă medie cu rotația pelviană/umăr (Tabelul 4.3) și prezintă corelări cu alți parametri cum ar fi deformarea scoliotică stânga, înclinarea laterală dreapta și unghiul sacral, parametrii pe care îi vom explica în figurile ce urmează.

Diferența de înălțime pelviană dreapta prezintă o corelare liniară pozitivă medie atât cu oblicitatea pelviană/umăr cât și cu oblicitatea pelviană (Tabelul 4.3) și o corelare foarte slabă cu unghiul piciorului stâng (Tabelul 4.4).

Diferențele de înălțime ale umerilor au corelări după cum urmează: cel drept are o corelare liniară negativă medie față de oblicitatea pelviană (Tabelul 4.3), la fel și față de umărul stâng a cărui diferență de înălțime se corelează și cu alți parametri după cum se poate vedea în tabelul 4.4.

Tabelul 4.4 Corelarea PCC a valorilor diferențelor de înălțime ale umerilor și a pelvisului.

Diferența înălțime umăr stâng	Diferența înălțime umăr drept	Unghiul picioarelor	Suprafață plantară frontală stâng [cm ²]	Presiune plantară totală stâng [%]	Presiune plantară totală drept [%]	Unghi axa picior stâng
Sig. (2-tailed)	0,00	0,04	0,00	0,04	0,04	0,00
PCC	-0,53	-0,39	0,58	0,40	-0,40	-0,65
Diferență înălțime pelviană stânga	Deformarea scoliotică stânga	Inclinarea laterală dreapta	Unghiul sacral			
Sig. (2-tailed)	0,03	0,00	0,03			
PCC	0,41	0,84	0,42			
Diferență înălțime pelviană dreapta	Unghi picior stâng					
Sig. (2-tailed)	0,05					
PCC	0,38					

- distanța omoplatului dreapta/stânga** este dată de distanța punctului de măsurare pentru omoplatul stâng (roșu), respectiv punctul omoplatului drept (verde), dreapta (a) și planul de referință, dreapta (b). Planul de referință este planul frontal. Acesta este definit de punctele C7 și de cele două spine iliace superioare posterioare (c);
- diferența de distanță dintre omoplați** este dată de diferența dintre distanțele punctelor de măsurare (Fig.4.12);

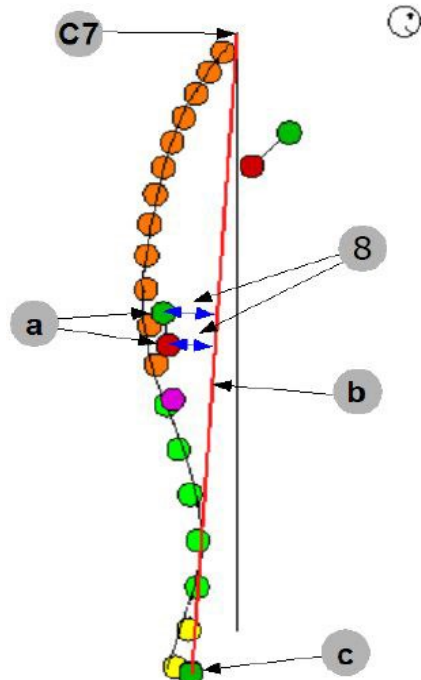


Fig.5.12. – Punctele de referință în calculul distanțelor omoplaților [112].

Distanțele medii ale omoplaților față de planul frontal nu sunt cum ne-am fi așteptat, sportivii voleibaliști înregistrând cele mai mici valori, având o valoare ușor mai mare la omoplatul drept, iar cei de la baschet și fotbal înregistrând valori mai mari la cel stâng (Fig.4.13).

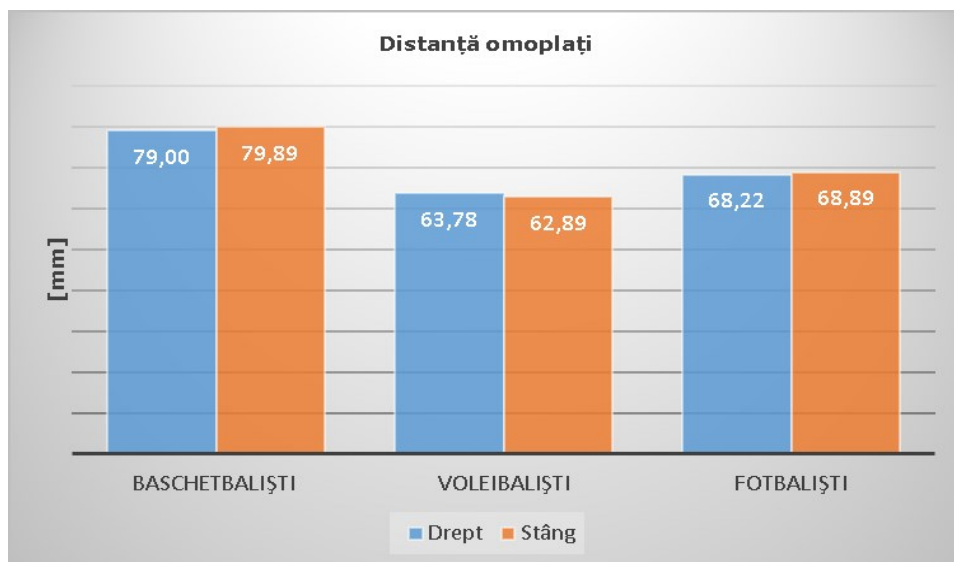


Fig.4.13. –Distanțele dintre omoplații sportivilor.

Valorile medii ale diferențelor distanțelor dintre omoplații sportivilor se pot observa în Fig.4.14.

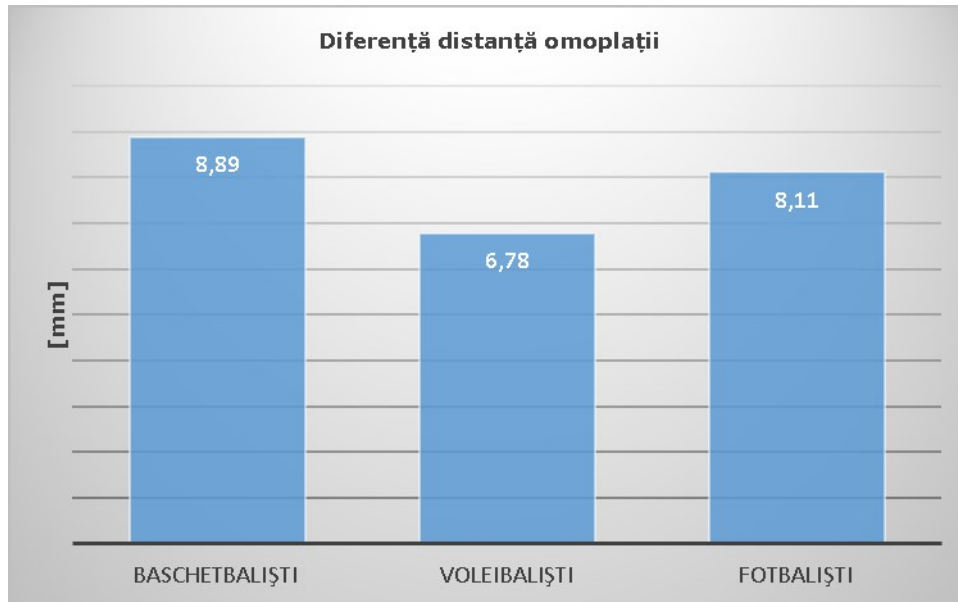


Fig.4.14. -Diferențele distanțelor dintre omoplați.

Din nou aceste valori nu au nici o corelare cu talia sportivilor, ele nefiind de la mic la mare cum ne-am fi așteptat, fotbalistii înregistrând o valoare medie mai apropiată de cea a baschetbaliștilor decât cea a voleibaliștilor care au cea mai mică valoare.

În tabelul 4.3 putem vedea corelarea distanței omoplatului drept cu oblicitatea pelviană/umăr, aceasta fiind la limita statistică a valorii lui Sig de 0.05, având un PCC liniar pozitiv slab și o corelare cu oblicitatea pelviană, tot liniar pozitivă slabă. Distanțele între ele au o corelare directă liniar pozitivă puternică (Tabelul 4.5) iar diferența distanței dintre omoplați prezintă o corelare liniar negativă medie cu deformarea scoliotică dreapta.

Tabelul 4.5 Corelările PCC a parametrilor omoplaților.

Distanță omoplat stâng	Distanță omoplat drept
Sig. (2-tailed)	0,00
PCC	0,78
Diferență distanță omoplați	<i>Deformarea scoliotică dreapta</i>
Sig. (2-tailed)	0,01
PCC	-0,48

9. **cifoză toracică și lordoză lombară** sunt reprezentate de unghiurile totale ale coloanei vertebrale toracice sau lombare. Acestea sunt clasificate „plate” sau „rotunde” valoarea fiind reprezentată printr-o linie neagră în graficele din raportul analizei (Fig.3.4, Cap.3). Unghiurile totale sunt formate din suma unghiurilor vertebrelor toracice și suma tuturor vertebrelor lombare;

Intervalele normale date provin de la investigațiile efectuate de „Clinica de Medicină Fizică” la Universitatea din München și servesc drept orientare.

10. **unghiul sacral** este reprezentat de unghiul dintre tangenta care trece prin vertebra S1 și planul frontal (Fig.4.15);

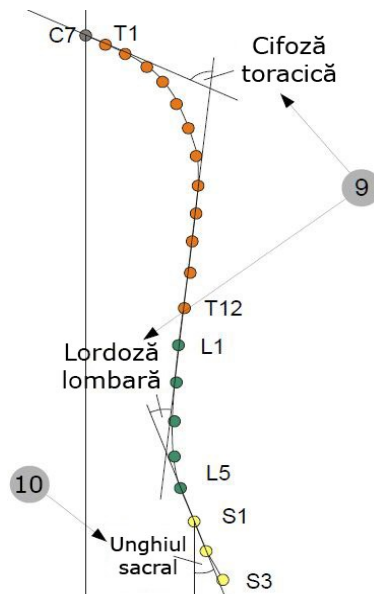


Fig.4.15. - Valorile de curbură a coloanei vertebrale pe plan sagital [112].

Pentru cifoza toracică putem avea valori cuprinse între 0° și 70°, unde 0 este notat ca fiind cifoza „plată” și 70 ca fiind cifoza „rotundă”.

Valorile obținute în urma determinarilor clinice făcute se pot vedea în raportul analizei, ele fiind reprezentate printr-un chenar cu intervalul de 30° și 42°, interval dat de curbura naturală a coloanei

Valorile medii obținute din măsurarea sportivilor se pot vedea în Fig.4.16.

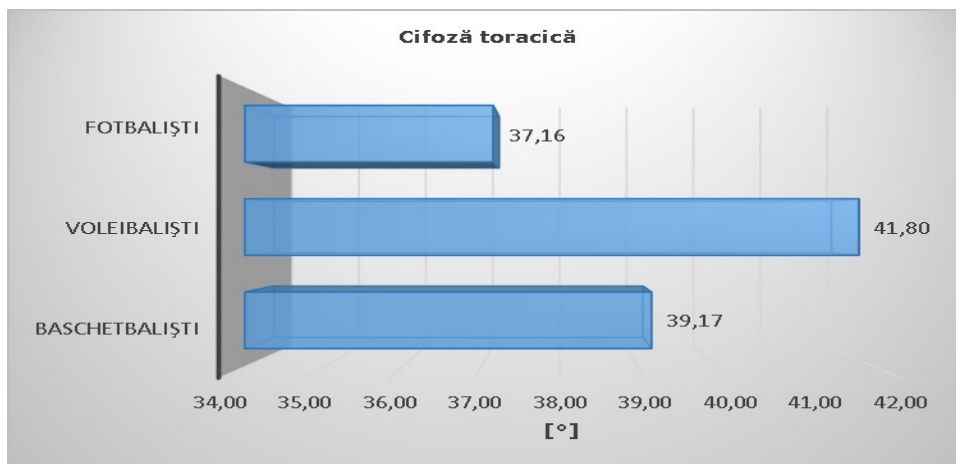


Fig.4.16. - Nivelul cifozei toracice.

Valorile medii ale sportivilor tuturor ramurilor se încadrează în limitele normale în raportul cifozei toracice, cu observația că sportivii voleibaliști sunt la limita superioară a intervalului de normalitate.

Valorile lordozei lombare sunt prezentate similar cifozei, însă putem avea valori cuprinse între 0° și 50°, unde 0 este notat ca fiind lordoză „plată” și 50 ca fiind lordoză „rotundă”. Valorile normale se situează în intervalul 20°-30°.

Valorile obținute sunt reprezentate în Fig.4.17.

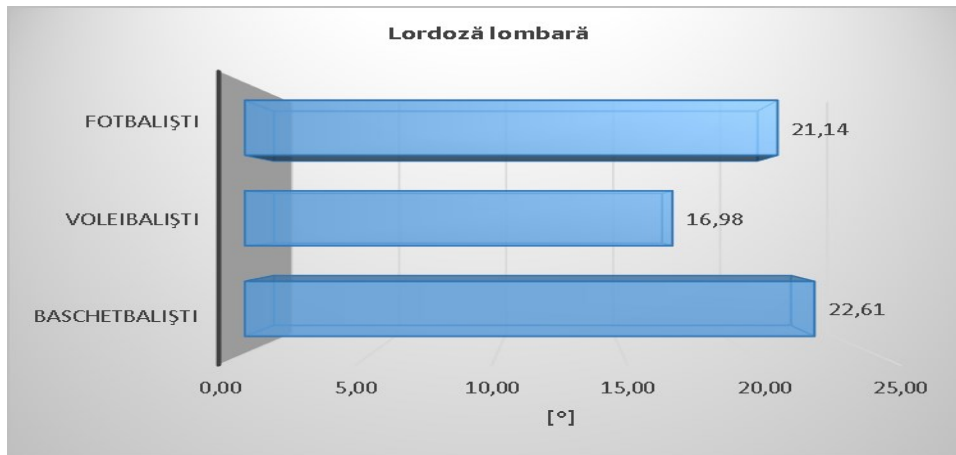


Fig.4.17 – Nivelul lordozei lombare.

Sportivii fotbaliști și baschetbaliști au valori medii aproape de limită normală inferioară dată de raportul lordozei lombare iar voleibaliști depășesc cu -3 grade intervalul valorilor normale, curbura având o ușoară tendință spre lordoză „plată”.

În raportul analizei cu sistemul Zebris valorile unghiului sacral sunt prezentate grafic similar valorilor lordozei, limita inferioară fiind tot la 0°, însă este denumită ca unghi „abrupt”, iar limita superioară de 50° este denumită unghi „plat”. Intervalul de normalitate este între 10° și 20°. Valorile sportivilor baschetbaliști și voleibaliști se află în intervalul dat, media sportivilor fotbaliști depășește intervalul cu aproape 4° spre „plat” (Fig.4.18.).

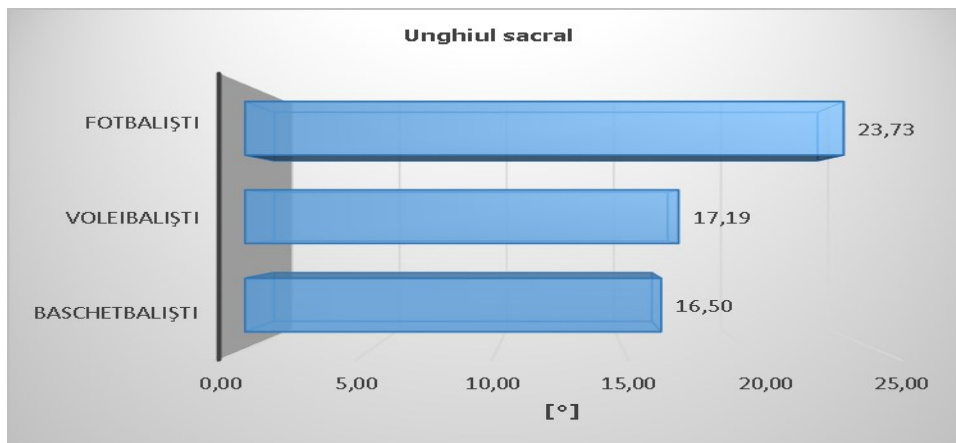


Fig.4.18. – Valorile unghiului sacral.

Cifoza toracică prezintă o corelare liniar pozitivă medie cu lordoza lombară care la rândul ei are aproape aceeași corelare cu unghiul sacral, cifoza și cu unghiul sacral nu au vreo legătură între ele. Toate valorile unghiulare ale coloanei vertebrale se corelează cu lungimea coloanei și doar cifoza și lordoza au corelări cu lungimile zonelor aferente lor (Tabelul 4.6).

Tabelul 4.6. Corelările PCC a principalelor valori unghiulare ale coloanei.

Cifoză toracică	Lordoză lombară	Lungime lombară	Lungime coloană	Lungime toracică	<i>Deformarea scoliotică dreapta</i>
Sig. (2-tailed)	0,01	0,02	0,03	0,02	0,01
PCC	0,50	0,45	-0,41	0,57	-0,47
Lordoză lombară	Unghiul sacral	Lungime coloană	Lungime toracică	Lungime lombară	
Sig. (2-tailed)	0,01	0,03	0,00	0,02	
PCC	0,53	-0,41	-0,57	0,45	
Unghiul sacral	Lungimea coloanei				
Sig. (2-tailed)	0,02				
PCC	-0,44				

Cifoza are valori liniare pozitive ale lui PCC în corelare cu lungimile zonelor lombare și toracice, și un PCC liniar negativ față de lungimea totală a coloanei și de deformarea scoliotică dreaptă, toate fiind medii în jurul valorii de 0,5.

Lordoza lombară față de unghiul sacral și lungimea regiunii lombare înregistrează valori liniar pozitive, în timp ce față de lungimea coloanei și lungimea toracică valori ale lui PCC negative, toate aceste valori situându-se în jurul valorii absolute egale cu 0,5. Unghiul sacral pare a fi corelat liniar negativ cu lungimea coloanei, având o valoare a lui PCC de -0,44.

Unghiul sacral, conform valorile prezentate în tabelul 4.1 are direcție liniară opusă față de valorile antropometrice, atât în cazul înălțimii, greutateii și mărării la pantof, acesta înregistrează o valoare negativă medie. În Fig.4.18 se poate observa grafic acest lucru, unghiul sacral fiind mai mare la sportivii fotbaliști valoarea acestuia scăzând pe măsură ce mărimile antropometrice medii ale sportivilor cresc.

Alte corelări pentru cifoza, lordoza și unghiul sacral au mai fost înregistrate însă acestea le vom prezenta în subcapitolul următor unde le vom compara cu parametrii obținuți cu platforma baropodometrică.

11. întreaga **înclinare frontală sau posterioară a corpului** este calculată luând unghiul unei linii trasate prin C7 și L5 / S1, și perpendiculara pe aceasta (Fig.4.19);

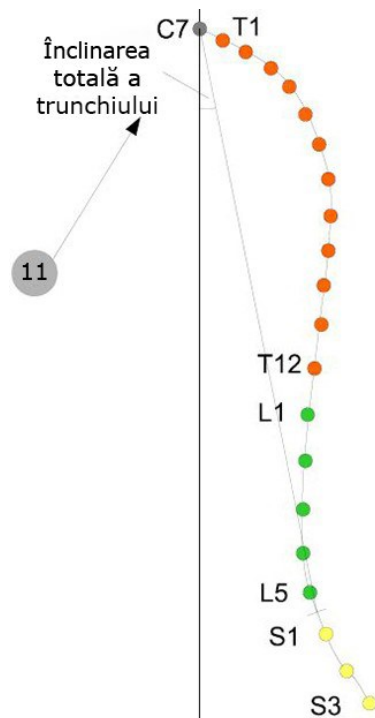


Fig.4.19. - Înclinarea totală a trunchiului [112].

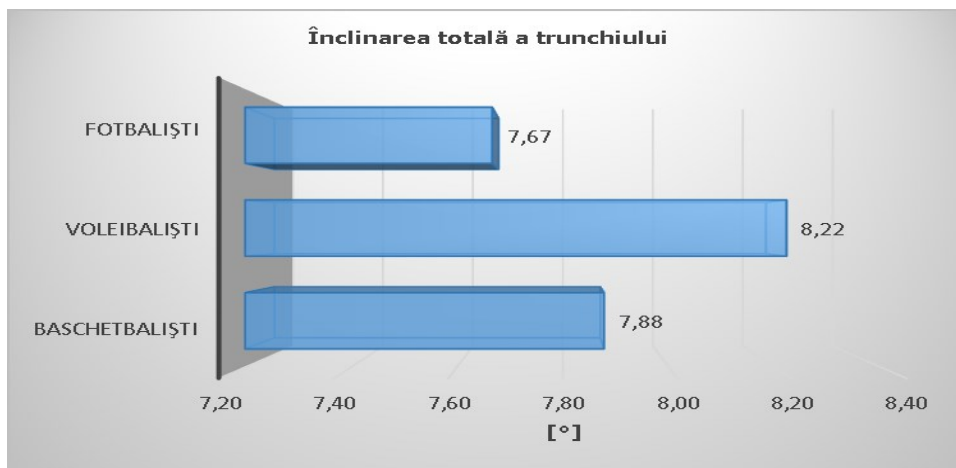


Fig.4.20. - Înclinarea totală a trunchiului.

Înclinarea totală a trunchiului este spre partea frontală la toate ramurile sportive, sportivii voleibaliști înregistrând valoarea maximă (Fig.4.20).

12. **înclinarea laterală** este data de unghiul unei drepte trase prin vertebrele C7-L5, și planul sagital;
13. **deformarea scolioțică** este reprezentată de înclinarea laterală a proceselor spinale. Aceasta este definită de unghiul tangentelor din punctele de curbură ale liniei proceselor spinoase ale coloanei vertebrale. De reținut că

„deformarea scoliotică stânga,, înseamnă că coloana vertebrală, așa cum este văzută din spate, este curbată spre stânga (Fig.4.21.);

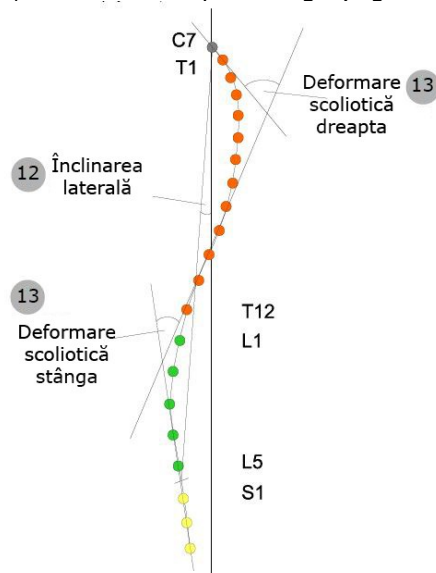


Fig.4.21. – Curburile coloanei pe plan frontal cu vedere din spate [112].

În cazul înclinării laterale avem valori medii mai mari pe partea stângă decât pe cea dreaptă la toate cele trei loturi de sportivi (Fig.4.22).

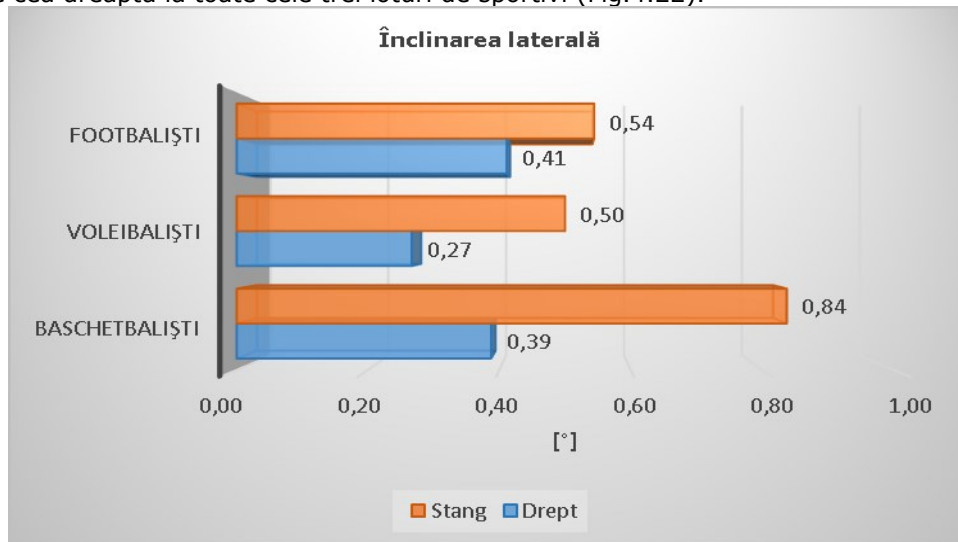


Fig.4.22. Înclinarea laterală.

În cazul fotbaliștilor, diferențele dintre înclinările laterale medii sunt mai mici decât diferențele de valori înregistrate la ceilalți sportivi unde acestea sunt vizibil mai mari. Deformarea scoliotică medie stânga a sportivilor fotbaliști și voleibaliști este similară, fiind mult mai mică decât aceeași deformare înregistrată pentru sportivii baschetbaliști. De asemenea baschetbaliști au ponderea pe partea stânga

cu o valoare semnificativ mai mare (Fig.4.23)

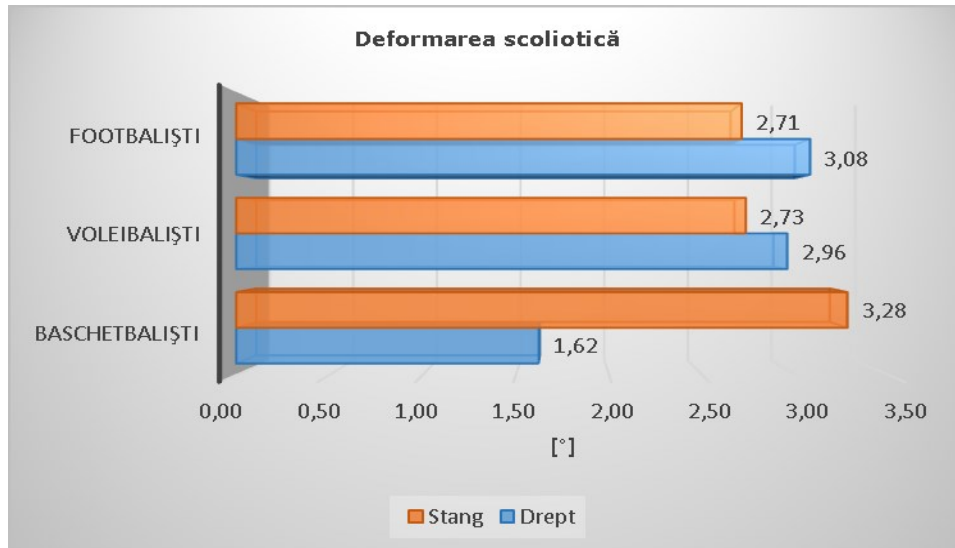


Fig.4.23. - Deformarea scoliotică.

Înclinarea totală a trunchiului are o corelare slabă doar cu unghiul picioarelor (Tabelul 4.7).

Corelări dintre înclinarea laterală stânga/dreapta s-au putut observa în tabelele anterioare unde atât înclinarea laterală stângă cât și înclinarea laterală dreaptă prezintă corelări liniare pozitive cu rotația pelviană/umăr (Tabelul 4.3) și o puternică corelare liniară pozitivă a înclinării drepte cu diferența de înălțime pelviană stânga (Tabelul 4.4).

Deformarea scoliotică dreaptă are o corelare medie, negativă, cu cifoza toracică (Tabelul 4.6) la fel și față de diferența distanței dintre omoplați (Tabelul 4.5). Aceasta înregistrează corelări statistice și cu alți parametri înregistrați cu baropodometrul, acestea se v-or prezenta în subcapitolul următor.

Deformarea scoliotică stângă prezintă o corelare pozitivă medie cu diferența înălțimii pelviene stângă (Tabelul 4.4) și o slabă corelare cu înclinarea laterală dreaptă (Tabelul 4.7).

Tabelul 4.7. PCC a înclinării totale a trunchiului și deformarea scoliotică stângă.

Înclinarea totală a trunchiului	<i>Unghiul picioarelor</i>
Sig. (2-tailed)	<i>0,04</i>
PCC	<i>-0,39</i>
Deformarea scoliotică stângă	Înclinarea laterală dreaptă
Sig. (2-tailed)	0,04
PCC	0,40

4.3 Determinarea posturală cu baropodometrul electronic

În cadrul analizei biometrice digitizate statice ne sunt prezentați parametrii principali ai subiectului. Prelevarea de date se face cu subiectul poziționat pe placa de presiune, cerându-i să atingă instrumentul de aliniere cu partea din spate a picioarelor și să rămână într-o poziție naturală, relaxată cu privirea înainte timp de 5 secunde pentru evaluarea ortostatică, exprimată ca un calcul al mediei oscilațiilor acestuia, calcul în urma căruia softul anexat platformei baropodometrice Miletrix 2.0 [108] ne afișează un rezultat după cum se vede în Fig. 4.24.

Din prelucrarea examenului static făcută de softul Miletrix 2.0 rezultă valori cum ar fi: suprafața plantară exprimată în cm^2 , presiunea medie de contact și punctul de presiune maximă exprimat în g/cm^2 ; valori unghiulare cum ar fi: unghiul picioarelor, unghiul CoF, unghiul fiecărei picior și unghiul axei picioarelor; valori cantitative despre distribuția suprafețelor și a presiunilor plantare detectate în poligonul de sprijin între părțile frontale și posterioare ale picioarelor, distribuția în plan sagital a suprafețelor și presiunilor plantare de încărcări totale ale piciorului stâng și drept; poziția centrelor de presiune marcate cu literele „L” pentru piciorul stâng și „R” pentru centrul de presiune al piciorului drept și poziția centrului de presiune al subiectului, acesta fiind marcat cu litera „C” [108];

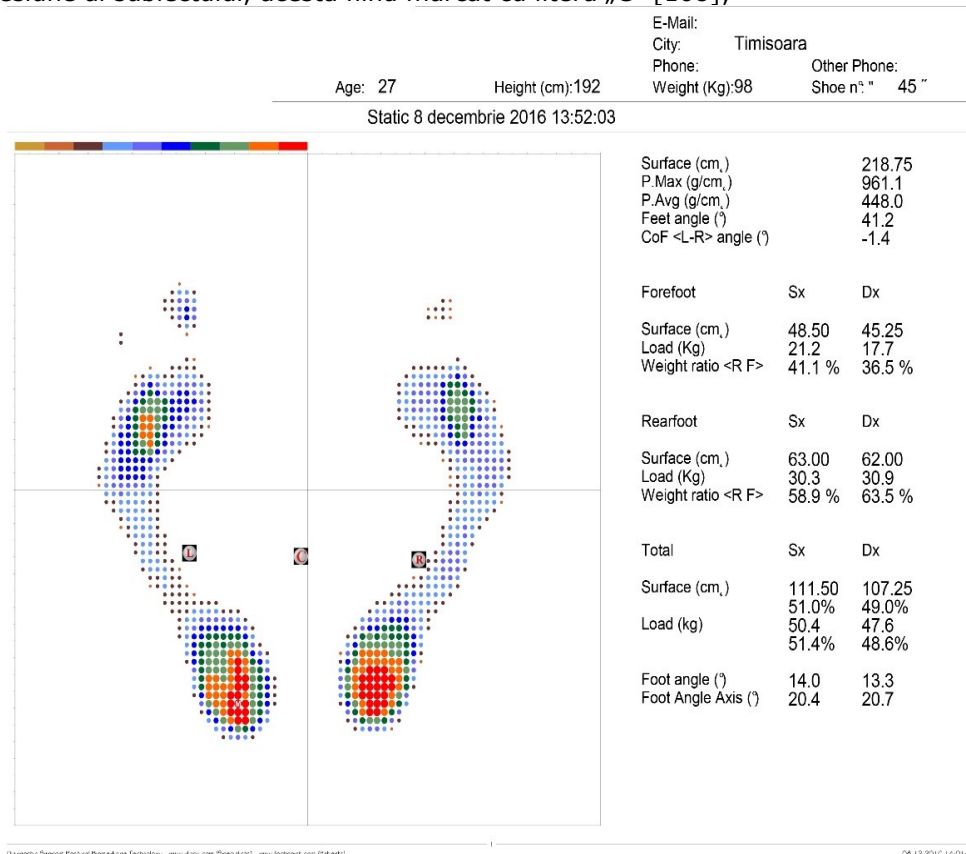


Fig.4.24 – Exemplu raport de analiză statică.

O afișare pe o scară cromatică cu 10 nivele de culoare (de la roșu la maro), evidențiază modelul de sprijin și indică orice tip de sarcini (hipo/hiper). Se face media culorilor de presiune, având în vedere toate poligoanele picioarelor.

În Fig.4.25 putem vedea reprezentarea grafică mai în detaliu împreună cu o interpretare sub formă de text generată de softul Miletrix 2.0.

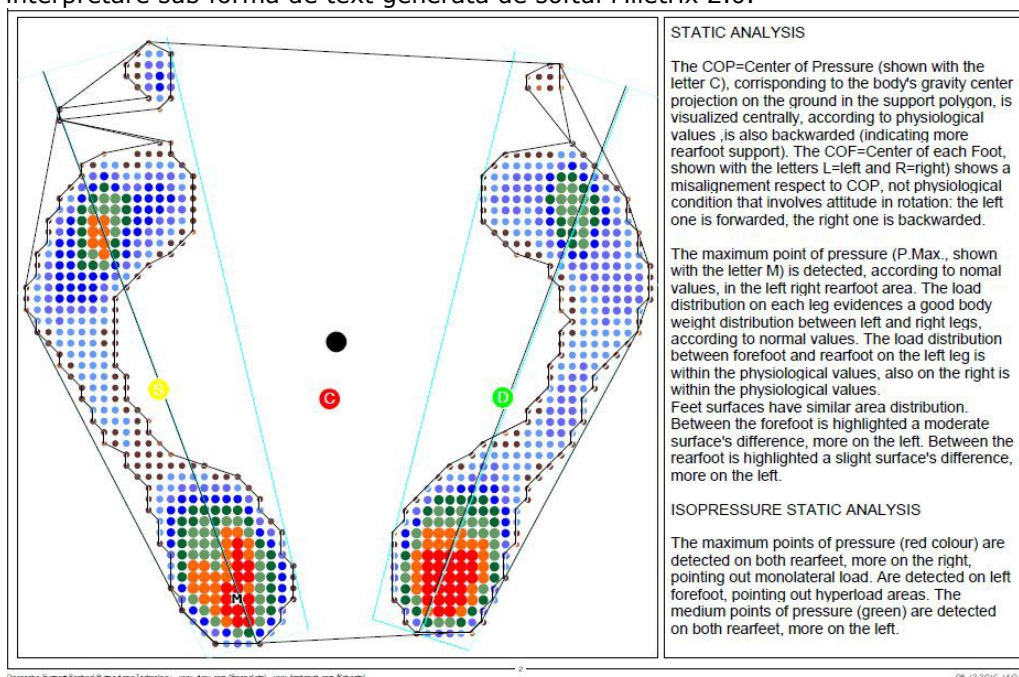


Fig.4.25. – Exemplu de interpretare text a analizei statice.

Prelevarea datelor biometrice digitizate ale sportivilor celor 3 echipe s-a efectuat în Laboratorul de Ergoinginerie din cadrul Departamentului de Mecatronică. Aceștia au venit în zile diferite în grupuri de câte 4 din cauza perioadei de prelevare a datelor de cc 30 de minute/subiect. Toți s-au prezentat într-o stare fizică bună, nu au fost evaluați decât sportivi ce nu sufereau la momentul prelevării de nici o formă de afecțiune musculoscheletală, nu erau sub influența vreunui tratament medicamentos sau a altor stimulenți ce ar fi putut afecta rezultatele analizelor, erau îmbrăcați în haine lejere, fără accesorii ce ar putea perturba analizele.

Suprafața totală de sprijin reprezintă suma celor suprafețelor celor 2 picioare și este calculată ca numărul de puncte active pe platformă, exprimat în centimetri pătrați, senzorii platformei baropodometrice având o sensibilitate crescută de 0,25 cm²/ senzor (Fig.4.24.)

Valorile medii ale **suprafețelor plantare** ale sportivilor sunt afișate în Fig.4.26.

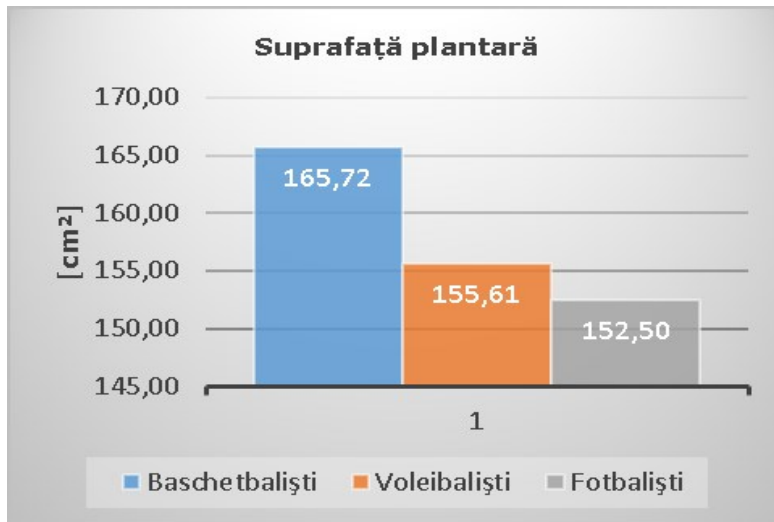


Fig.4.26. - Suprafața plantară a sportivilor.

Tendența suprafeței plantare este crescătoare de la mic la mare în raport cu mărimile antropometrice ale sportivilor. Însă raportul de creștere al acestei tendințe este mai mare între baschet și volei decât între volei și fotbal.

Considerând diferențele de talie ale celor 3 grupe de sportivi rezultatul suprafețelor plantare este exact cum era de așteptat, baschetbaliștii să aibă o suprafață de contact mai mare decât cele două grupe, voleibaliștii la mijloc și grupa de fotbal să prezinte o valoare mai scăzută decât celelalte două.

Însă diferențele nu au o corelare directă cu mărimile antropometrice după cum am fi presupus înaintea prelucrării datelor, lipsa corelării putând fi explicată prin principiul matematic numit "legea cubului pătrat" aplicat în biomecanică [116].

Lege care spune că în cazul în care, un animal ar fi scalat izometric cu o valoare considerabilă, rezistența musculară relativă ar fi redusă sever, deoarece secțiunea transversală a mușchilor săi ar crește cu pătratul factorului de scalare în timp ce masa acestuia ar crește cu cubul factorului de scalare. În consecință, funcțiile cardiovasculare și respiratorii ar fi foarte încărcate.

Dezvoltarea unei stabilități plantare mai eficientă poate fi o adaptare a baschetbaliștilor datorată taliei lor înalte.

Presiunea maximă care corespunde punctului maxim de presiune al tuturor punctelor de contact.

Acesta se afișează pe imaginea plantară cu litera "M" (Fig.4.27) care, de obicei, pe o analiză statică ar trebui să fie localizat în partea posterioară a picioarelor (stâng sau drept).

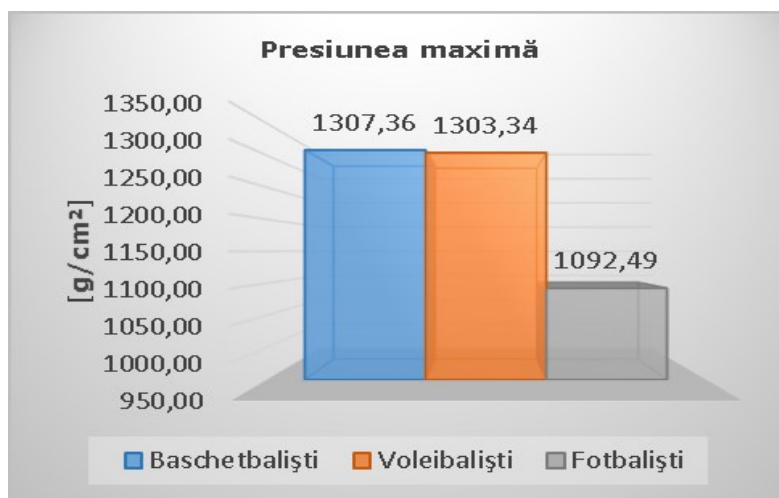


Fig.4.27 - Valorile presiunilor maxime.

Diferențele dintre mediile punctelor de presiune maxime ale sportivilor din nou nu au corelare directă cu diferențele de greutate sau de talie ce se regăsesc între practicanții celor trei ramuri sportive, ele sunt totuși cum ne așteptam, mai mari la baschetbaliști, urmat de voleibaliști și în cele din urmă de practicanții fotbalului, conform datelor antropometrice.

Însă observăm că între primele două grupe sportive este o diferență aproape nesemnificativă comparativ cu valoarea obținută din presiunile maxime ale fotbaliștilor fapt ce ne face să credem că distribuția plantară a grupelor de baschetbaliști și voleibaliști este foarte apropiată din cauza adaptării funcționale datorate de dinamica jocurilor respective, ele în mai mare parte realizându-se pe axa Z (în aer) comparativ cu fotbalul care este un sport mai bidimensional, având procedee mai puține din săritură decât celelalte două.

Presiunea medie (g/cm²) reprezintă mediile presiunilor detectate pe toată suprafața plantară (Fig.4.28).

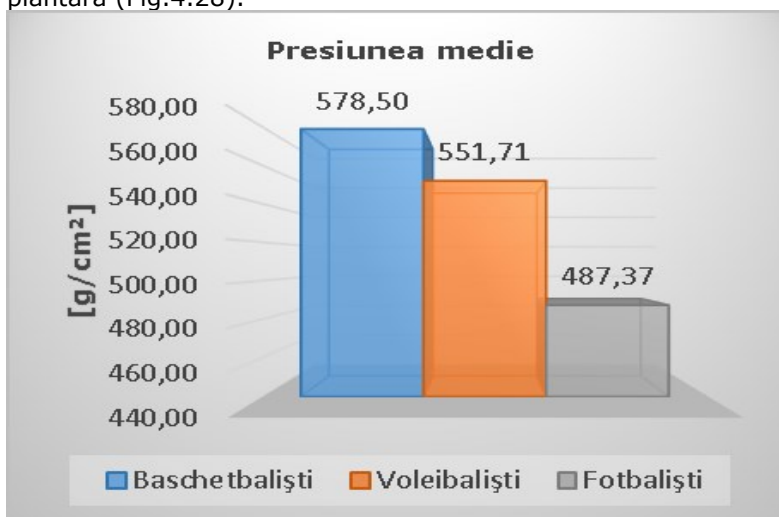


Fig.4.28 - Valorile medii ale presiunii plantare.

Suprafața plantară are corelare statistică cu presiunea medie și maximă plantară, această corelare este liniar negativă cu o valoare medie în cazul ambilor parametri (Tabelul 4.8). Suprafața plantară după cum ne așteptam mai are corelări cu alți parametri de suprafață prelevați cu platforma baropodometrică, însă avem și două corelări cu parametrii obținuți cu sistemul Zebris. Cifoza toracică are o corelare slabă liniar pozitivă, deformarea scoliotică dreaptă un PCC negativ de valoare medie.

Tabelul 4.8 Corelările PCC pentru valorile suprafețelor, presiunilor maxime și medii plantare.

Suprafață plantară	Presiunea maximă	Presiune medie	Suprafața plantară frontală drept [cm ²]	Suprafața plantară posterior stâng [cm ²]	Suprafața plantară posterior drept [cm ²]	Cifoza toracică	Deformarea scoliotică dreapta		
Sig. (2-tailed)	0,01	0,00	0,01	0,00	0,00	0,04	0,03		
PCC	-0,52	-0,55	0,50	0,83	0,82	0,39	-0,42		
Presiunea maximă	Presiune medie	Suprafața plantară posterior stâng [cm ²]	Suprafața plantară posterior drept [cm ²]	Suprafața plantară posterior drept [kg]	Presiune plantară totală stâng [%]	Presiune plantară totală drept [%]	Lordoza lombară	Unghiul sacral	Lungime coloană
Sig. (2-tailed)	0,00	0,01	0,00	0,03	0,02	0,02	0,03	0,05	0,05
PCC	0,89	-0,48	-0,62	-0,43	0,45	-0,45	-0,42	-0,38	0,38
Presiune medie	Suprafața plantară posterior stâng [cm ²]	Suprafața plantară posterior drept [cm ²]	Unghiul picior stâng						
Sig. (2-tailed)	0,01	0,00	0,05						
PCC	-0,47	-0,58	-0,39						

Presiunea maximă și medie au o corelare directă puternic, pozitivă. Pe lângă corelarea cu parametrii de suprafață și presiune la care ne așteptam să apară, presiunea maximă are o corelare la limita lui Sig cu unghiul sacral, corelare care poate fi văzută și prin compararea reprezentărilor grafice din Fig 4.18 cu cele din Fig.4.27, acesta având un PCC de -0,38. Tot la limita lui Sig avem corelare cu lungimea coloanei un PCC sub medie pozitiv, cu lordoza lombară, înregistrând o valoare mai bună a lui Sig și un PCC mediu negativ.

Unghiul picioarelor este corespunzător poligoanelor de presiune a celor două picioare. Poligoanele sunt trasate în jurul regiunilor posterioare și/sau frontale ale picioarelor cu turcoaz (Fig.4.25). Valorile unghiulare sunt prezentate în Fig.4.29.

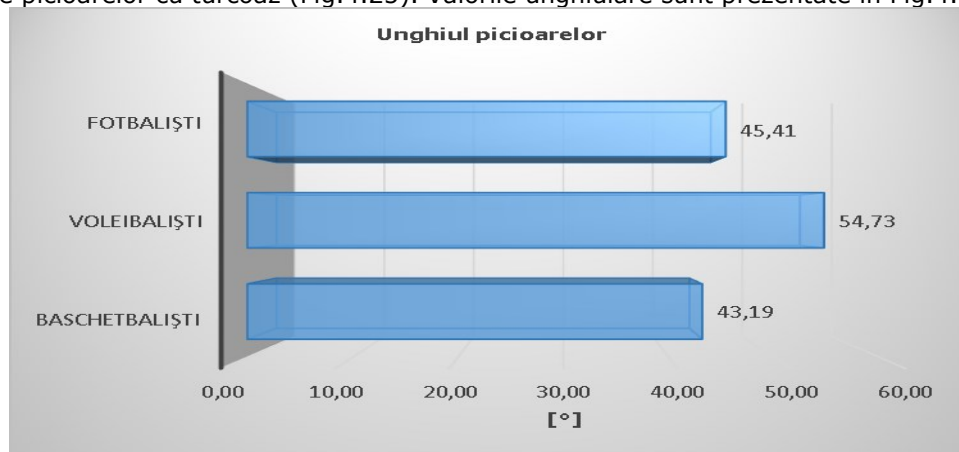


Fig.4.29. – Unghiul picioarelor.

Unghiul CoF este format dintr-o linie dreaptă ce trece prin centrele individuale de presiune ale fiecărui picior și planul frontal, acest indicator este folosit pentru a evalua rotațiile structurii superioare (a trunchiului), cu referire în special la rotația bazinului. Valorile medii sunt prezentate în Fig.4.30.

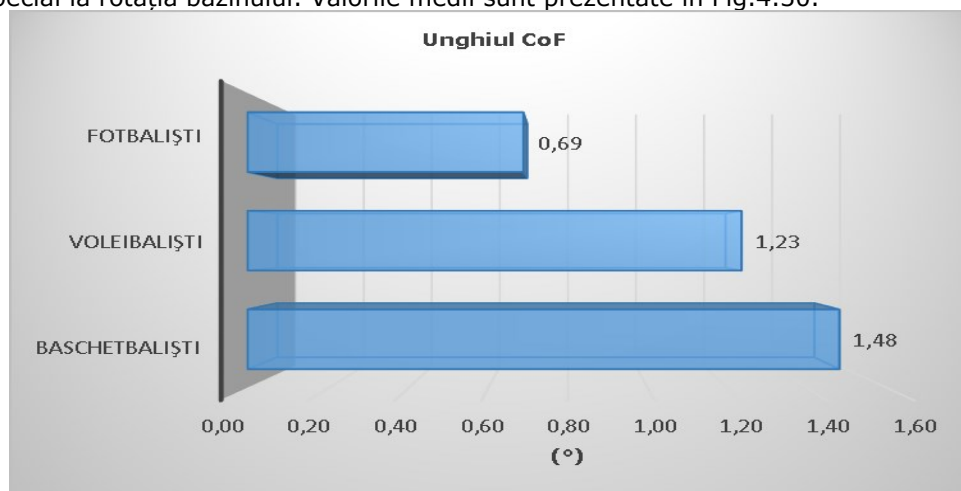


Fig.4.30. – Unghiul „CoF”.

Unghiul normal de referință este de până la 2 grade în cazul în care sensul liniei este invers acelor de ceasornic (piciorul stâng în spatele celui drept) și de -2 grade în cazul în care este în sens normal (picior drept în spatele celui stâng).

Toate cele trei sporturi înregistrează valori medii pozitive în intervalul de normalitate, adică unghiul se formează față de planul frontal invers acelor de ceasornic. În tabelul 4.9 sunt prezentate corelările unghiului picioarelor și ale unghiului CoF.

Tabelul 4.9. PCC pentru unghiul picioarelor și CoF.

Unghiul picioarelor	Unghiul piciorului drept	Unghi axă picior stâng	Unghi axă picior drept	Lordoză lombară	Lungime toracică	Lungime lombară
Sig. (2-tailed)	0,01	0,02	0,00	0.013	0,01	0,02
PCC	-0,50	0,46	0,96	-0,47	0,48	-0,45
Unghiul CoF	Suprafață plantară posterior drept [cm ²]	Presiune plantară frontal drept [kg]	Presiunea plantară frontal drept [%]	Presiune plantară posterior drept [kg]	Presiune plantară posterior drept [%]	
Sig. (2-tailed)	0,04	0,02	0,00	0,00	0,00	
PCC	-0,39	0,46	0,56	-0,57	-0,56	

Unghiul picioarelor pe lângă corelările găsite în tabelele anterioare (diferență înălțime umăr stâng și înclinarea totală a trunchiului) prezintă o corelare liniară negativă cu unghiul piciorului drept și pozitivă cu axele picioarelor stâng și drept.

O corelare cu alte valori unghiulare prelevate cu sistemul Zebris nu a fost găsită, însă există o corelare liniară negativă cu lordoza și lungimea lombară, amândouă având un PCC apropiat de -0,5 și o corelare liniară pozitivă cu lungimea toracică.

Valorile unghiului CoF nu au avut nici o corelare statistică cu alte valori unghiulare măsurate în ciuda faptului că înainte de prelucrarea datelor ne așteptam să găsim o corelare măcar cu oblicitatea pelvină/umăr prezentată în subcapitolul anterior, el în schimb are corelări cu presiunea plantară frontală și posterioară ale piciorului drept atât în kg cât și procentual. Corelările cu presiunile plantare frontale sunt liniar pozitive iar cele posterioare negative, toate aflându-se în jurul valori de 0,5.

Suprafața și presiunea plantară trebuie distribuită uniform între picioare și, de asemenea, partea posterioară cu cea frontală trebuie să aibă suprafețe similare.

Distribuția suprafețelor față/spate se poate observa cantitativ în Fig.4.31 iar distribuția **presiunii plantare** în Fig.4.32.

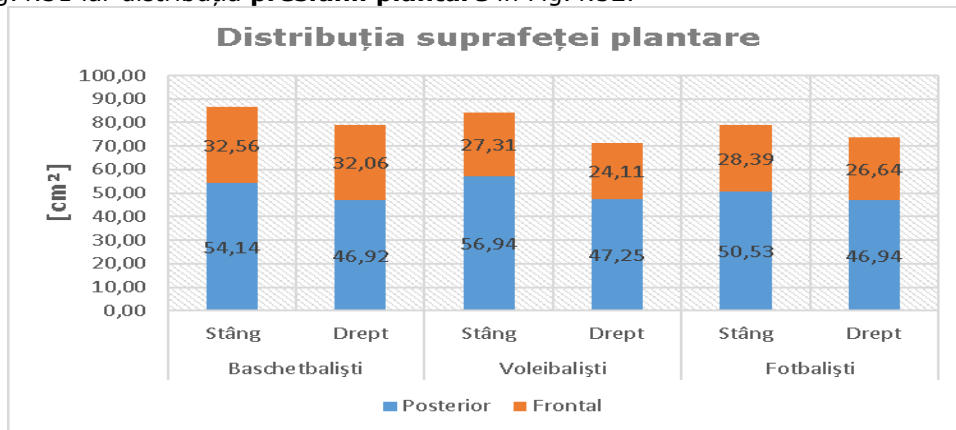


Fig.4.31. – Distribuția suprafeței plantare.

Suprafețele plantare ale sportivilor par distribuite cantitativ mai mult pe partea posterioară a picioarelor la toate cele trei sporturi, cu o pondere mai mare atât frontal cât și posterior pe partea stângă, lucru ce poate fi cauzat de rezultatele mai sus menționate (Fig.4.10.; Fig.4.11).

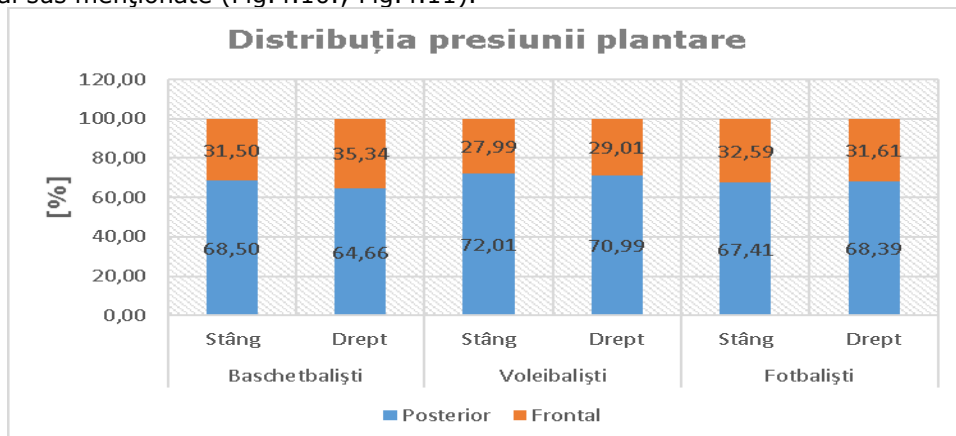


Fig.4.32. Distribuția presiunii plantare.

Presiunile plantare ale sportivilor par distribuite procentual mai mult pe partea din spate a picioarelor la toate cele trei sporturi, cu o pondere mai mare în rândul sportivilor voleibaliști.

Tot voleibaliștii au cea mai mare pondere atât a distribuției presiunilor cât și a suprafețelor plantare pe partea stânga dintre cele trei sporturi, tendința fiind similară și la fotbaliști și la baschetbaliști (Fig.4.33).

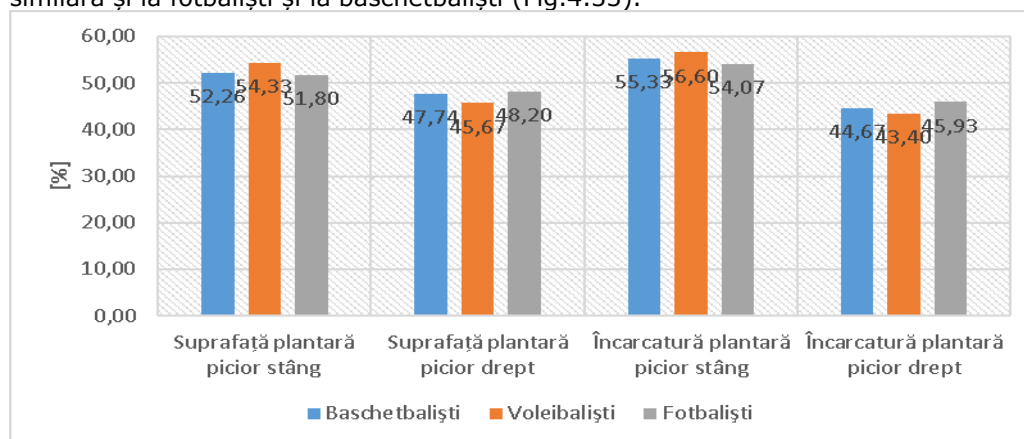


Fig.4.33. - Distribuțiile plantare totale.

Atât suprafețele cât și presiunile plantare au corelări între diferitele regiuni plantare măsurate (posterior/frontal, stâng/drept) atât pentru valorile procentuale cât și pentru cele exprimate cantitativ în cm^2 . Aceste corelări sunt foarte intuitive cum era și de așteptat să rezulte în urma testului „t”, motiv pentru care nu le-am mai prezentat tabelar.

În schimb în tabelul 4.10 am prezentat corelările găsite între suprafețele plantare, presiunile plantare, și parametri prelevați cu sistemul Zebris.

Tabelul 4.10. Corelările PCC dintre suprafețe plantare, presiuni plantare și parametri Zebris.

Suprafață plantară frontal drept [cm^2]	Deformarea scoliotică dreaptă	
Sig. (2-tailed)	0,03	
PCC	-0,41	
Suprafață plantară posterior drept [cm^2]	Cifoasă toracică	
Sig. (2-tailed)	0,03	
PCC	0,42	
Suprafață plantară picior stâng [%]	Lordoză lombară	Unghiul sacral
Sig. (2-tailed)	0,03	0,02
PCC	-0,43	-0,44
Suprafață plantară picior drept [%]	Lordoză lombară	Unghiul sacral
Sig. (2-tailed)	0,03	0,02
PCC	0,43	0,44
Presiune plantară posterior drept [kg]	Torsiunea pelviană	
Sig. (2-tailed)	0,01	
PCC	0,48	
Presiune plantară totală stâng [%]	Torsiunea pelviană	
Sig. (2-tailed)	0,02	
PCC	-0,45	
Presiune plantară totală drept [%]	Torsiunea pelviană	
Sig. (2-tailed)	0,02	
PCC	0,45	

Suprafața plantară frontală a piciorului drept are o corelare liniar negativă cu deformarea scoliotică dreaptă, cea posterioară are o corelare liniar pozitivă cu cifoza toracică.

Suprafețele totale ale piciorului stâng/drept se corelează cu lordoza lombară, ele având valori identice opuse, cea stângă înregistrând o valoare liniar negativă medie și cea dreaptă aceeași valoare însă pozitivă. Același fenomen se observă și în corelarea cu unghiul sacral.

Presiunea plantară exprimată în kg a ariei posterioare drepte se corelează cu torsiunea pelviană având o valoare liniar pozitivă medie. La corelarea presiunilor plantare totale ale fiecărui picior, exprimate procentual, cu torsiunea pelviană observăm fenomenul de compensație ca în cazul suprafeței plantare ale fiecărui picior cu lordoza lombară și unghiul sacral. Atât presiunea plantară totală stânga cât și cea dreaptă au aceeași valoare însă una este negativă (tot piciorul stâng) și cealaltă pozitivă (tot piciorul drept).

În urma examinării ortostatice cu baropodometrul modular electronic mai obținem două valori unghiulare pentru fiecare picior în parte, unghiul acestuia (Fig.4.34) respectiv unghiul axei lui (Fig.4.35).

Unghiul piciorului este unghiul calculat prin conectarea laturilor mediale și laterale (Fig.4.25.) și extinzându-se înapoi până când cele două linii converg pentru a forma vârful unghiului. Acest unghi este, de asemenea, un indicator al tipului de picior. Valorile medii ale sportivilor sunt prezentate în Fig.4.34.

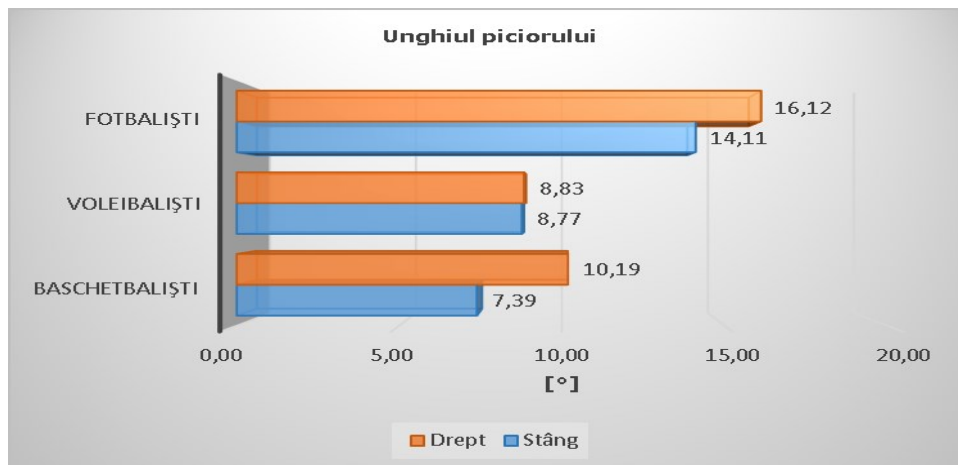


Fig.4.34. – Unghiul piciorului.

O valoare de referință nu am găsit pentru acest unghi. Putem doar observa că sportivii fotbaliști au valori considerabile mai mari la ambele picioare față de celelalte două sporturi, cauză posibilă pentru această diferență morfologică este utilizarea mai intensă a picioarelor în rândul fotbaliștilor.

Toți sportivii prezintă valori mai mari la piciorul dominant chiar dacă acestea sunt ne semnificative la voleibaliști.

Unghiul axei piciorului se calculează ca un unghi format de linia care pornește dintre cel de-al doilea și ce de-al treilea deget de la picior până la centrul călcâiului și linia planului sagital (Fig.4.25.).

Dacă este prea mică ($<3^\circ$) indică o poziție mediană excesivă dacă este prea mare ($>15^\circ$) indică o poziție laterală excesivă.

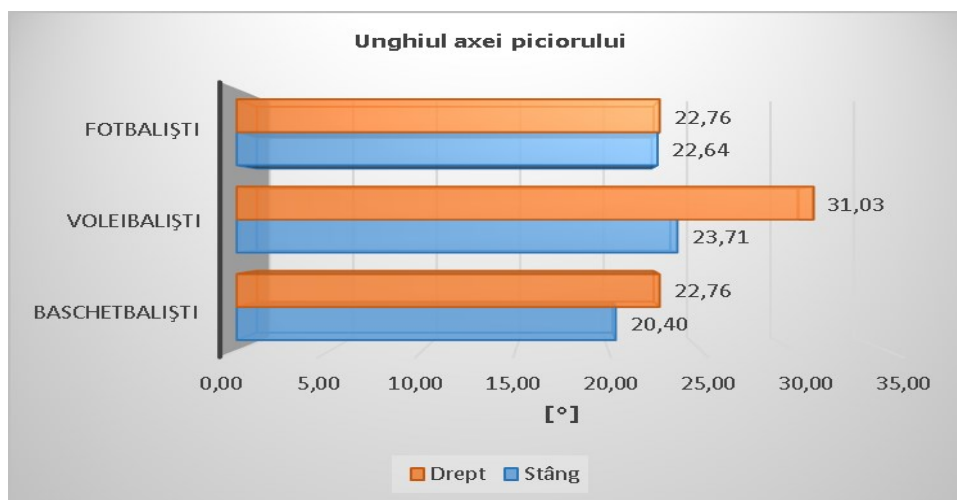


Fig.4.35. - Unghiul axei piciorului.

Valorile unghiulare ale axei picioarelor sportivilor sunt mai mari în cazul tuturor sporturilor la piciorul dominant (drept), diferențe semnificativă între piciorul stâng și cel drept înregistrându-se doar în cazul valorilor sportivilor voleibaliști care au o valoare considerabilă mai mare la piciorul drept, valorile corelându-se cu parametri atât obținuți cu platforma baropodometrică cât și cu sistemul Zebris (Tabelul 4.11).

Tabelul 4.11. Corelările PCC ale unghiurilor și axelor fiecărui picior.

Unghi picior stâng	Înălțimea taliei	Unghi picior drept	Torsiunea Pelviană	Unghiul sacral	
Sig. (2-tailed)	0,00	0,00	0,04	0,01	
PCC	-0,65	0,63	0,39	0,49	
Unghi picior drept	Înălțimea taliei	Presiune plantară posterioară drept [%]	Unghi axa picior drept	Lordoză lombară	Unghiul sacral
Sig. (2-tailed)	0,01	0,03	0,02	0,04	0,01
PCC	-0,52	-0,41	-0,43	0,39	0,48
Unghi axă picior stang	Suprafața plantară frontală stâng	Suprafața plantară picior stang	Oblicitate pelvină/umăr		
Sig. (2-tailed)	0,00	0,02	0,04		
PCC	-0,70	0,46	0,39		
Unghi axă picior drept	Lungime lombară	Lordoză lombară	Lungime toracică		
Sig. (2-tailed)	0,01	0,01	0,02		
PCC	-0,49	-0,49	0,45		

Unghiul piciorului stâng are o corelare directă cu unghiul piciorului drept, înregistrând un PCC liniar pozitiv peste valoarea medie. El înregistrează o corelare ușoară cu torsiunea pelviană și una moderată cu unghiul sacral, ambele înregistrând valori ale lui PCC pozitive.

Interesant este cum atât unghiul piciorului stâng cât și cel drept prezintă o corelare cu înălțimea taliei, aceste corelări au valori liniar negative peste medie în cazul ambelor picioare, unghiul lor crescând pe măsură ce sportivii scad în înălțime (Fig.4.34 și Fig.4.2).

Unghiul piciorului drept mai are câteva corelări interesante care sunt identice cu cele ale piciorului stâng în cazul corelării cu unghiul sacral și identice ca valoare, însă în loc să fie corelare cu torsiunea pelviană ca la picioru stâng, acesta are o corelare cu lordoză lombara. Pe lângă acestea mai are în plus față de unghiul piciorului stâng corelări liniar negative opuse cu presiunea plantară posterioară a aceluiași picior și cu unghiul axei lui, amândouă valorile fiind sub medie.

Unghiurile axelor picioarelor au corelări diferite, cel stâng are o corelare negativă puternică cu suprafața lui frontală și o corelare pozitivă medie cu suprafața lui totală și cu parametrul de oblicitate pelviană /umăr.

Axa piciorului drept are o corelare liniar pozitivă medie cu lungimea toracică și corelări liniar negative medii cu lungimea lombară și nivelul lordozei lombare.

4.4 Determinarea simetriilor/asimetriilor musculare survenite în urma activităților sportive

Acest studiu nu se axează pe măsurarea schimbărilor valorilor termice absolute de pe suprafața pielii atleților care participă la diferite tipuri de exerciții fizice și nici nu își dorește compararea modificării valorilor termice ca răspuns la efortul fizic, deoarece intensitatea activității musculare este clar diferită de la o ramură sportivă la alta. În schimb, scopul este să determinăm care grupe musculare, în urma acțiunilor motrice specifice sportului practicat prezintă semne de simetrie sau asimetrie termică în grupele musculare prezentate în Fig.4.36.

În timpul activității musculare, mușchii și creșterea lor metabolică determină o creștere accentuată a temperaturii corporale. Căldura generată este primită de sânge și este transferată spre suprafețele corpului unde se pierde.

Cea mai eficientă modalitate de eliminare a căldurii este prin evaporarea transpirației de pe suprafețele corpului, motiv pentru care imediat după exercițiul fizic, suprafața corporală înregistrează o temperatură mai scăzută decât cea de dinaintea acestuia [97].

Într-un corp mai bine instruit, modificările adaptive determină o creștere mai mică a temperaturii interne și o intensitate mai mare a transpirației. În consecință, răcirea corpului este mai eficientă și în același timp, temperatura suprafeței corpului după efort fizic este mai mică decât la subiecții neantrenați [4;86]. Astfel, modificările temperaturii de pe suprafața corpului pot fi un indicator al încărcării sistemului muscular.

Considerând acest lucru împreună cu faptul că datele sportivilor ce au participat la acest studiu au fost prelevate în diferite momente ale zilei (unii având antrenamente seara, alții dimineața), subiecții ajungând la locul prelevării cu mijloace de transport diferite ș.a.m.d., am ales să captăm imagini termografice doar după efectuarea efortului fizic specific fiecărei ramuri sportive, adică după antrenament.

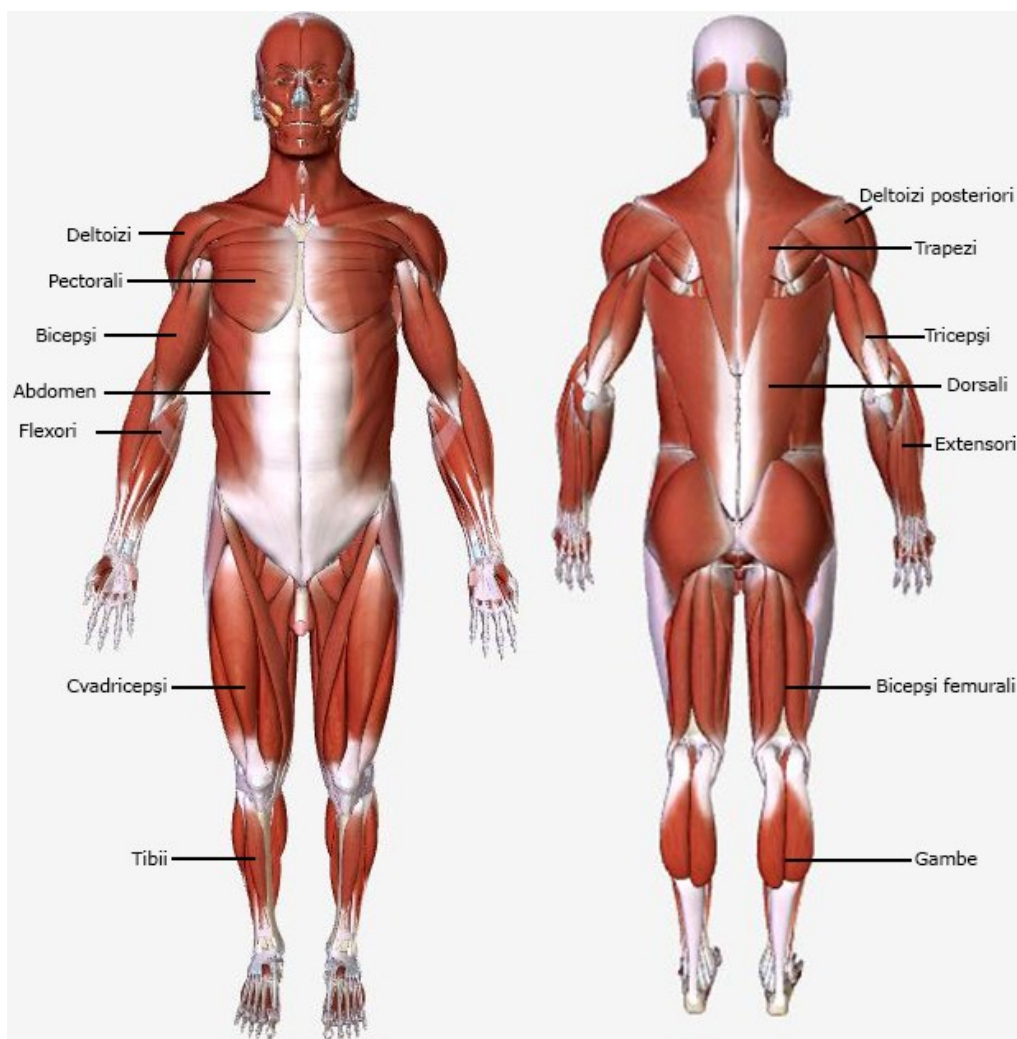


Fig.4.36. Grupele musculare de interes în studiul termografic [117].

Prelevările termice au fost facute cu aparatul termografic „FLIR B200” prezentat în capitolul 3.2. Imediat după antrenament sportivi au pozat cu fața și cu spatele evidențiindu-se grupele musculare de interes în acest studiu în incinta vestiarelor anexe bazelor sportive în care își desfășurau activitatea sportivă, acestea fiind climatizate și ventilate în conformitate cu condițiile standard de temperatură umiditate și presiune [14].

Imaginile au fost procesate cu softul „FLIR Tools” acesta fiind o soluție software gratuită, care permite importarea rapidă, editarea și analizarea imaginilor termografice.

Marea problemă întâmpinată cu acest soft, ca cu numeroase alte softuri dedicate prelucrării pozelor termografice ce au fost testate în încercarea de a sistematiza și eficientiza prelucrarea imaginilor, este că toate sunt foarte limitate când vine vorba de prelucrarea volumelor mari de fotografii. Absolut tuturor

softurilor încercate le lipsesc funcții de bază cum ar fi anulați/refaceți, copiați/lipiți (undo/redo, copy/paste), controlul axelor ariilor de selecție, etc.

Motiv pentru care am folosit atât arii rectangulare notate cu „Bx”, elipse notate cu „El” și segmente de dreaptă cu notația „Li”, toate fiind trasate manual, individual pe fiecare poză ce a fost prelucrată, ajungându-se față/verso la un număr de 756 de arii de selecție. Grupele musculare au fost în număr de 14 (7 frontale 7 posterioare) înmulțite de două ori pe plan sagital, rezultând 14 arii pentru partea stângă și 14 pentru partea dreaptă (Fig.4.37).

În literatura de specialitate, diferențele dintre temperatura suprafeței corpului până la 0,5 °C sunt considerate neglijabile. În cazul oricărei diferențe mai mari de 0,5 °C, putem vorbi de o asimetrie a distribuției temperaturii, care poate fi rezultatul unor stări patologice în țesuturi conform literaturii de specialitate [46]. Acest studiu a fost efectuat pe sportivi apți fizic și clinic sănătoși, neimplicând vreo stare patologică la nivel muscular și considerând că de la întreruperea efortului fizic specific până la prelevarea fotografiilor termice sportive au avut anumiți timpi morți din cauza logisticii încheierii sesiunii de antrenament, (strângerea mingilor, a fileului/coșurilor de baschet, ascultarea observațiilor antrenorului, în cazul fotbalistilor vestiarul era poziționat la o distanță de aproximativ 100m de terenul de fotbal, etc.), durata prelevării fiind la o distanță de timp dintre primul baschetbalist și ultimul de 27 minunte; între primul fotbalist fotografiat și ultimul este o distanță de 16 minunte iar între primul subiect voleibalist și ultimul avem o distanță de timp de 15 minunte. Considerând toate aceste aspecte noi în prelucrarea datelor vom lua în considerare orice diferență de temperatură dintre grupele musculare analizate.

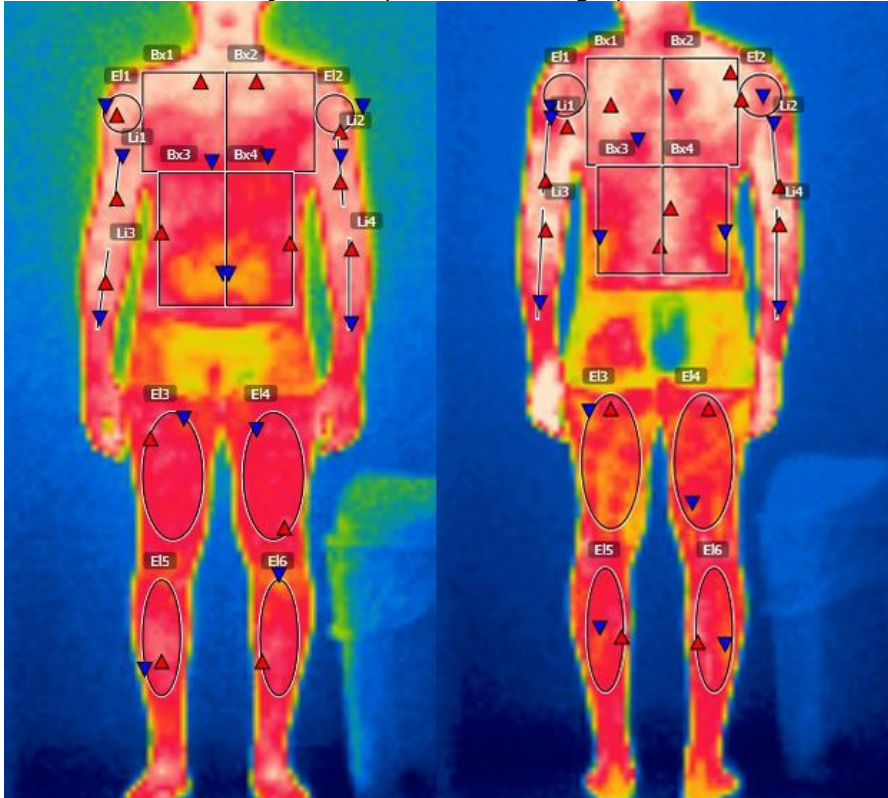


Fig.4.37. - Ariile grupelor musculare măsurate, vedere frontală și posterioară.

Softul FLIR Tools ne poate afișa valorile maxime, minime și media ariei selectate cu o precizie termică de 0.1 °C. Considerând volumul mare de date ne-am focalizat doar pe valorile medii, valori pe care le-am aranjat tabelar și apoi prelucrat matematic pentru a obține diferențele dintre ariile drepte și stângi ale fiecărei grupe musculare din totalul sportivilor analizați.

Valorile pozitive din urma diferenței reprezintă o asimetrie termică mai accentuată pe partea dreaptă a grupeii musculare, o valoare negativă reprezintă o asimetrie termică cu accent pe partea stângă a grupeii musculare și o valoare de 0 reprezintă o simetrie termică a grupeii musculare după cum se poate vedea în reprezentările grafice din Fig.4.38-4.43. Fig.4.38 reprezintă grupele musculare frontale ale trunchiului. În Fig.4.39 avem valorile termice ale deltoizilor iar în Fig.4.40 gupele musculare ale brațelor. Fig.4.41 reprezintă grupele frontale ale picioarelor. În Fig.4.42 vedem grupele posterioare ale trunchiului iar în Fig.4.43 și 4.44 avem reprezentate grupele posterioare ale brațelor respectiv ale picioarelor.

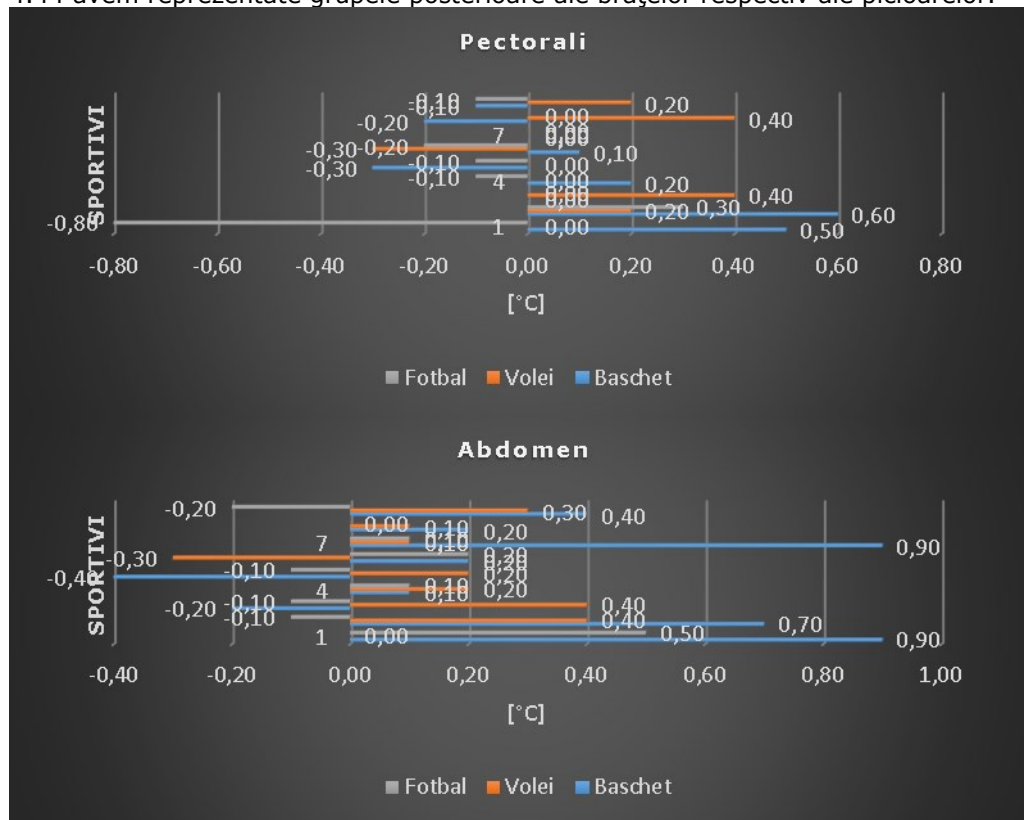


Fig.4.38. - Valorile gupele musculare ale trunchiului, vedere frontală.

La nivelul pectoralilor în urma măsurărilor putem să observăm în rândul fotbaliștilor o tendință de asimetrie predominantă pe partea stângă, o treime dintre ei având simetrie termică și doar unul o valoare spre dreapta; subiecții voleibaliști în mod egal au temperaturi ridicate în partea dreaptă cu cei ce au simetrie termică, având doar un subiect cu temperatură mai ridicată pe partea stângă; baschetbaliști sunt tot în număr de 4 predominanți pe partea dreaptă însă au doar 2 cu simetrie și 3 pe partea stângă.

La nivelul abdomenului în rândul fotbaliștilor observăm temperaturi ridicate în mod egal între cele două părți cu un singur subiect ce prezintă simetrie; subiecții voleibaliști au temperaturi mult mai ridicate în partea dreaptă, doar câte un subiect având simetrie termică respectiv temperatură ridicată în partea stângă; baschetbaliști asemănător voleibaliștilor au 7 predominanți pe partea dreaptă, niciunul nu are simetrie, însă au doar 2 cu temperaturi ridicate pe partea stângă.

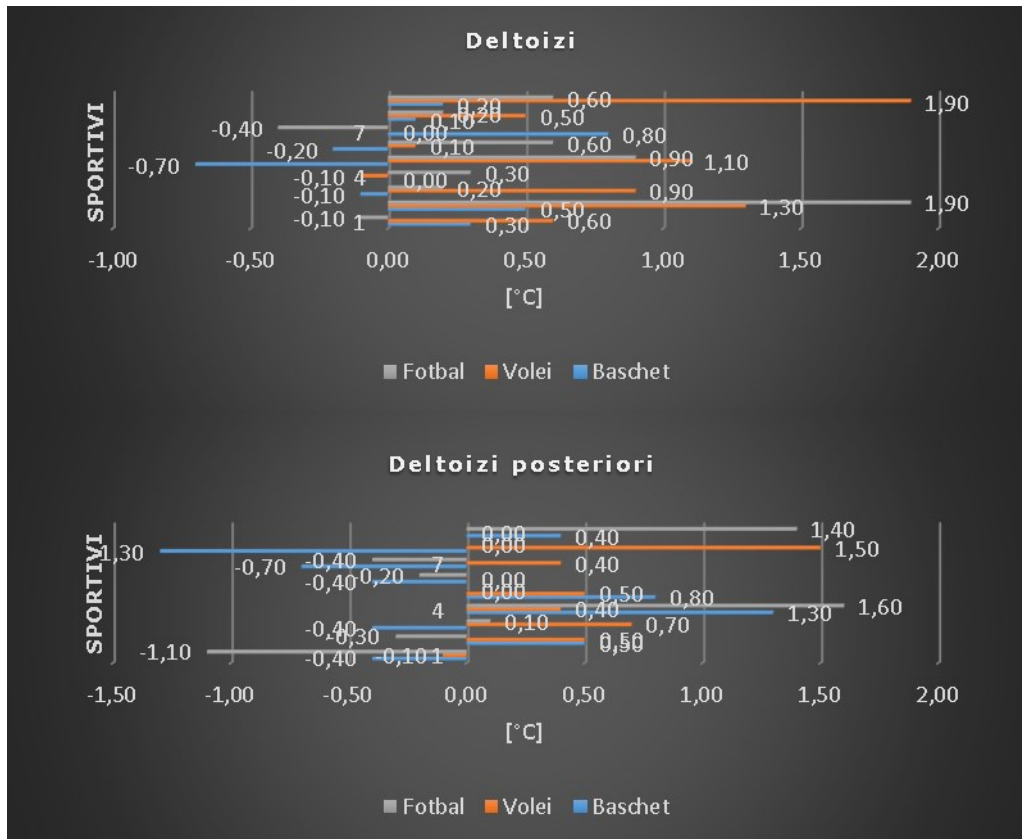


Fig.4.39. - Valorile termice ale umerilor, vedere frontală și posterioară.

La nivelul deltoizilor în urma măsurărilor putem să observăm din vederea frontală, la nivelul deltoizilor în rândul fotbaliștilor o predominare spre partea dreaptă, nefiind niciun subiect simetric și doar doi având temperaturi mai ridicate pe partea stângă; similar fotbaliștilor și cei din lotul de volei au o tendință de asimetrie predominantă pe partea dreaptă având doar 1 subiect cu valori simetrice și unul cu valori mai ridicate în partea stângă; cei de la baschet în schimb pe lângă aceeași predominare spre partea dreaptă au un subiect ce prezintă valori simetrice și 3 care au valori mai ridicate pe partea stângă.

La nivelul deltoizilor din vedere posterioară situația se schimbă în rândul fotbaliștilor, majoritatea având de data aceasta asimetrie pe partea stângă, 2 fiind simetrice și doar 3 cu asimetrii pe partea dreaptă; în rândul voleibaliștilor se păstrează tendința majoritară de asimetrie pe partea dreaptă, însă crește numărul subiecților cu simetrie la 2 și tot unul rămâne cu asimetrie pe partea stângă însă nu

același subiect, lucrul ce probabil se datorează faptului că deltoidul este un mușchi foarte solicitat în acțiunea de punere a mingii în joc (serviciu) și în acțiunea de atac care de regulă este în forță. Patologiile frecvente ale articulației umărului în rândul voleibaliștilor sunt descrise frecvent și în literatură de specialitate [53;55]. La baschetbaliști situația este aproape similară ca din vedere frontală, repartizarea asimetriilor fiind aproape egală atât pe stânga cât și pe dreapta, numai că de data aceasta niciun subiect nu prezintă valori simetrice.

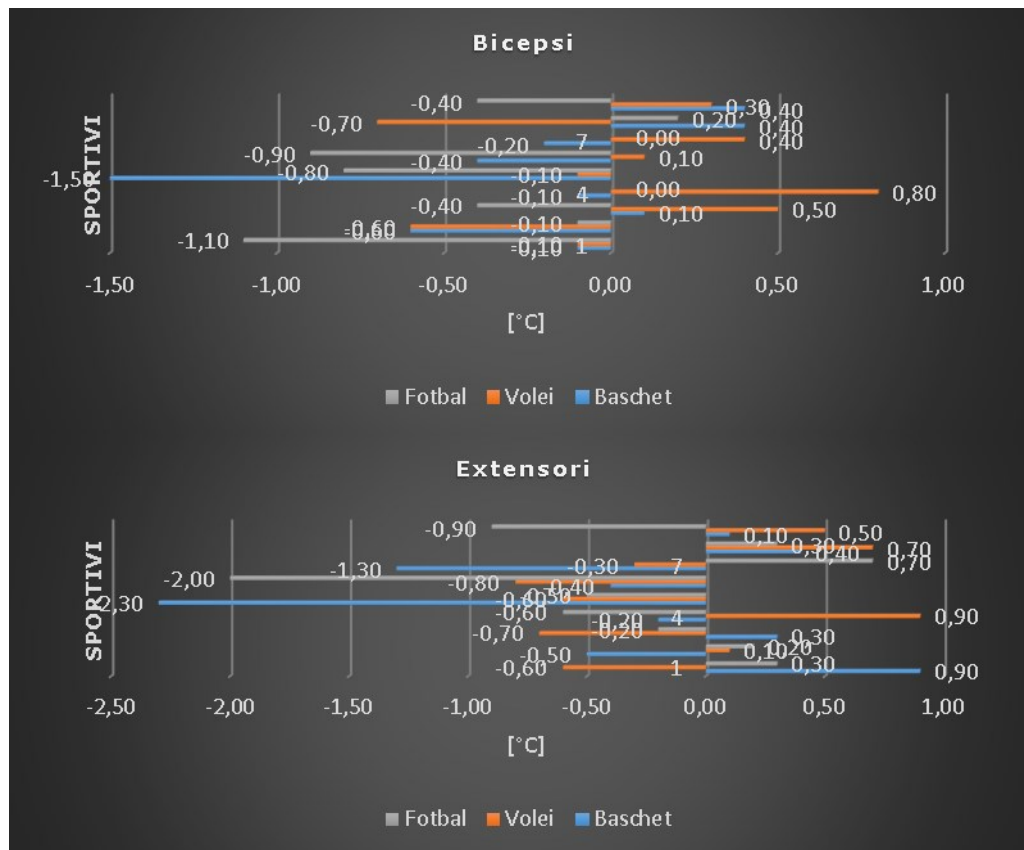


Fig.4.40. Valorile grupelor musculare ale brațelor, vedere frontală.

La nivelul bicepsilor în urma măsurărilor se poate observa că temperaturile bicepsilor fotbaliștilor au o tendință predominantă spre partea stângă, înregistrându-se doar un subiect cu valori pozitive și doi cu valori simetrice; în rândul voleibaliștilor valorile sunt asimetrice, numărul subiecțiilor fiind aproape egal atât pe partea stângă cât și pe partea dreaptă, nefiind nici un subiect care să prezinte valori simetrice; situație similară și în rândul baschetbaliștilor însă cu predominare spre partea stângă, parte pe care au asimetrii două treimi dintre subiecții măsurați.

La nivelul mușchilor extensori ai brațelor, am descoperit o interesantă coincidență, absolut toate 3 grupe de sportivi au aceeași distribuție a numărului de subiecți care prezintă asimetrii pe partea dreaptă, niciun subiect care să aibe vreo valoare simetrică și același număr de subiecți cu asimetrie pe partea stângă, acesta

parte fiind ușor mai numeroasă. Singura diferență este reprezentată de intensitatea valorilor acestor temperaturi.

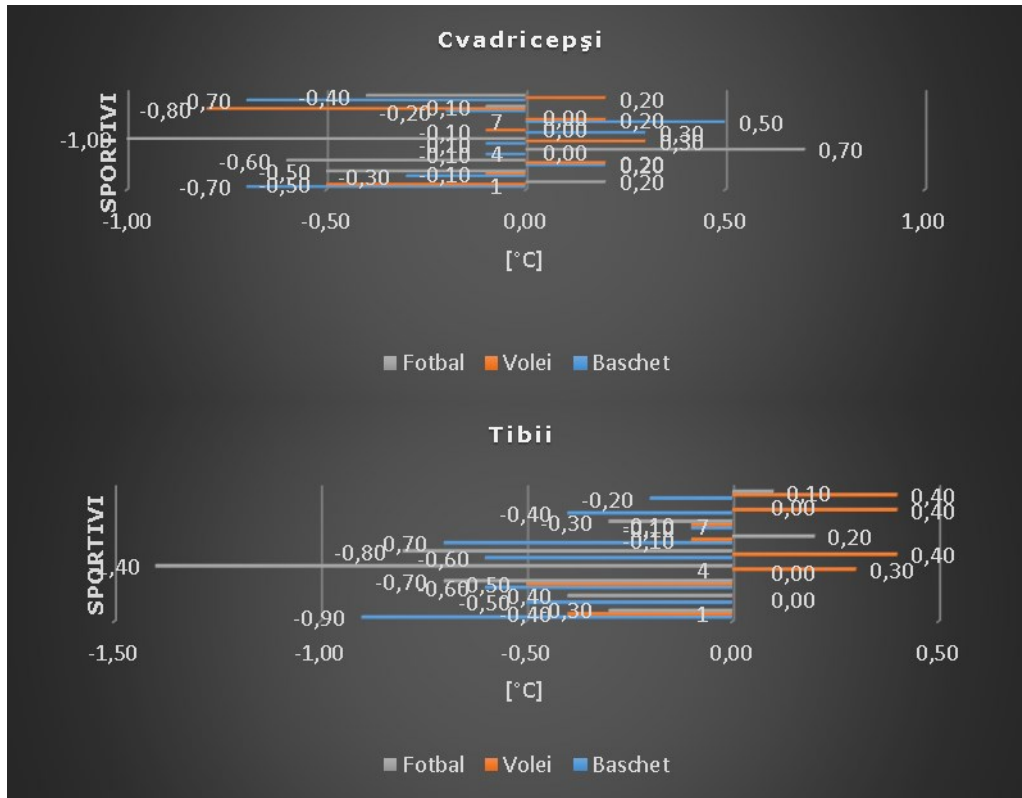


Fig.4.41. Valorile gupelor musculare ale picioarelor, vedere frontală.

La nivelul cvadricepsilor, doar doi dintre sportivii fotbaliști prezintă asimetrii cu tendința pe partea dreaptă în ciuda prezumției că acea zonă ar fi mai solocitată având în vedere că majoritatea acțiunilor motrice specifice sunt efectuate cu piciorul drept, doi dintre ei au valori simetrice și majoritatea au asimetrie pe partea stângă; în rândul voleibaliștilor domnește asimetria, numărul subiecților fiind egal atât pe stânga cât și pe dreapta, doar unul dintre ei având valori termice simetrice; cei de la baschet prezintă din nou asimetrii dar cu predominare pe partea stângă, având doar trei cu valori pozitive și niciunul cu valori simetrice.

La nivelul mușchilor tibiilor se observă că numărul de subiecți și tendința asimetriei termice la nivelul inferior al piciorului este aproape la fel ca la mușchii cvadricepsilor în rândul fotbaliștilor și identică în rândul voleibaliștilor. La fotbaliști crește tendința către partea stânga cu un subiect, scăzând numărul simetriei la 1; la volei se păstrează același număr de distribuție a asimetriei (cu observația că în ciuda faptului că numărul subiecților este similar între cele două grupe musculare valorile nu sunt ale acelorași subiecți); iar la baschet această tendință este și mai accentuată pe partea stângă unde aproape toți subiecții au valori termice mai accentuate pe partea stângă a tibiei, doar unul dintre ei având simetrie termică la nivelul acestei grupe musculare.

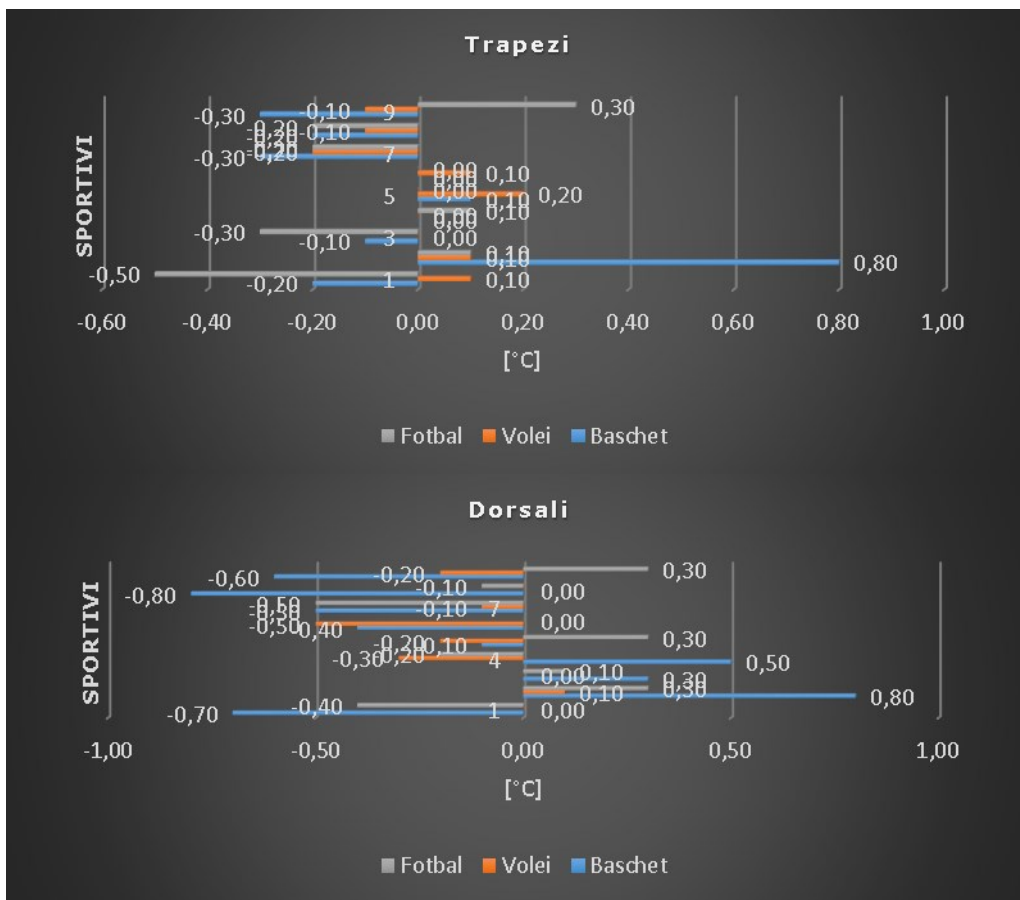


Fig.4.42. Valorile gupelor musculare ale trunchiului, vedere posterioară.

La nivelul trapezilor avem asimetrii termice în rândul fotbaliștilor, o treime dintre ei cu pondere pe partea dreaptă, doi simetrici și 4 spre partea stânga.

În rândul voleibaliștilor avem același număr de subiecți însă în oglindă, o treime pe partea stângă, doi cu valori simetrice și 4 pe partea dreaptă.

În rândul baschetbaliștilor ponderea mare este pe partea stângă unde avem 5 subiecți și câte doi pe partea dreaptă și respectiv cu valori simetrice.

La nivelul dorsalilor simetriile fotbaliștilor sunt în mod egal pe partea stângă și pe dreapta, un singur subiect simetric; voleibaliștii predominant pe partea stângă cu 3 subiecți simetrici și unul singur pe partea dreaptă iar cei de la baschet prezintă o treime pe dreapta și două pe stânga, aceștia având totodată și intensitatea temperaturilor cea mai mare înregistrată.

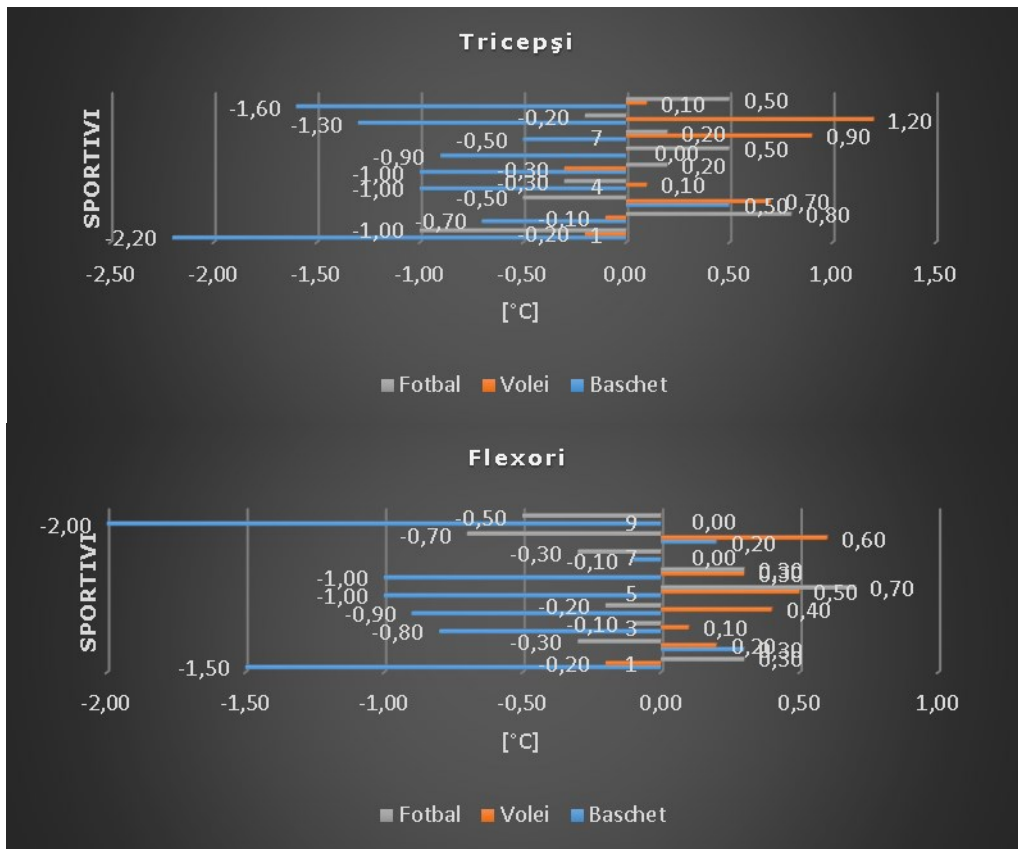


Fig.4.43. Valorile gupelor musculare ale brațelor, vedere posterioară.

La nivelul tricepsilor, în urma măsurărilor se poate observa că în rândul fotbaliștilor nu avem niciun subiect cu valori termice simetrice și avem un număr aproape egal de subiecți distribuit stânga/dreapta, respectiv 4 și 5; voleibaliștii prezintă asimetrii mai puternice pe partea dreaptă, un subiect cu valoare termică de simetrie și o treime pe partea stângă; în schimb baschetbaliștii au o tendință asimetrică puternică către partea stângă, înregistrându-se doar un subiect cu valoare pozitivă spre partea dreaptă și niciunul cu simetrie.

La nivelul flexorilor, în urma măsurărilor se poate observa că în această grupă musculară fotbaliștii nu au niciunul simetrie și sunt o treime către partea dreaptă și două spre partea stângă; cei de la volei sunt la capătul opus cu o pondere de 2 treimi pe partea dreaptă, având doi cu valori simetrice și un subiect cu valoare negativă spre partea stângă; baschetbaliștii sunt aproape identici cu subiecții de la fotbal însă au o tendință mai accentuată pe partea stângă, având majoritatea subiecților asimetrii în acea direcție.

Din Fig.4.43 însă putem observa tendința solicitărilor musculare clar mai accentuate a baschetbaliștilor spre partea stângă și totodată faptul că ei înregistrează și cele mai mari temperaturi dintre cele 3 grupe de sportivi, înregistrând valori de peste 3 ori mai mari ca oricare dintre ceilalți subiecți examinați. Aceasta confirmă schimbările mai dese ale sportivilor din timpul jocului, deoarece baschetul este un sport mai dinamic/solicitant.

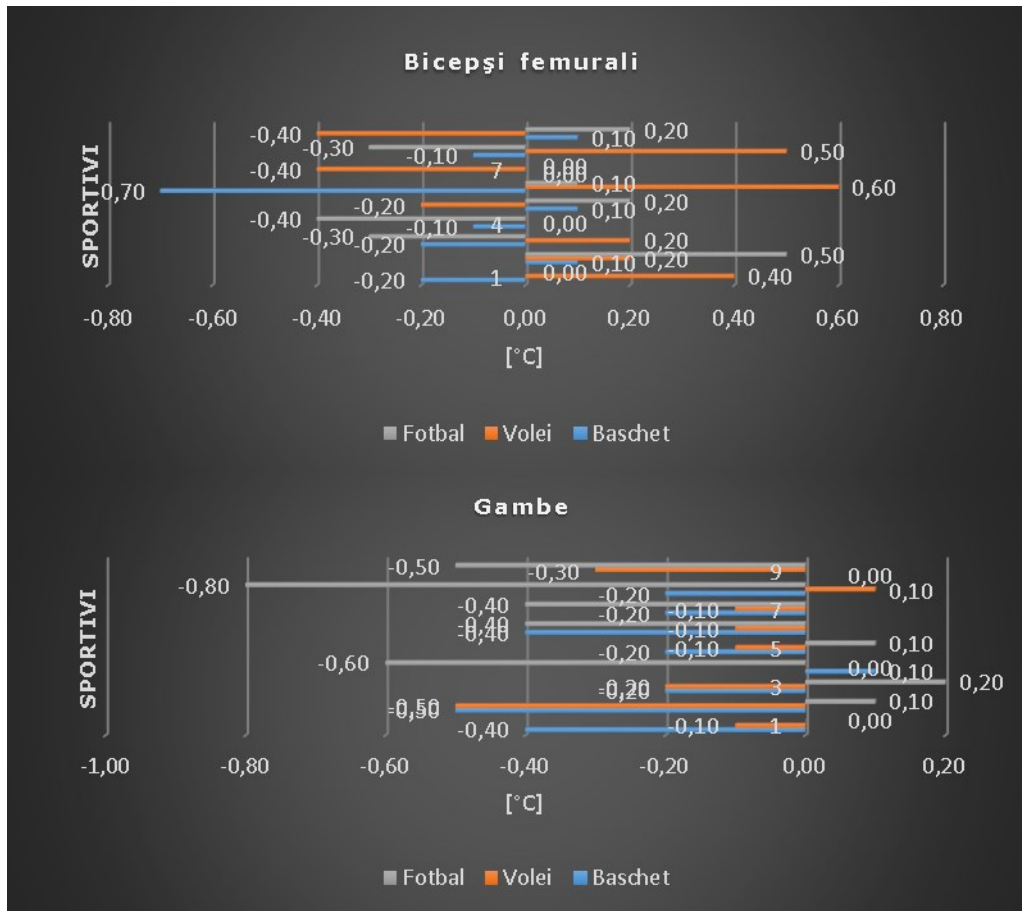


Fig.4.44. Valorile gupelor musculare ale picioarelor, vedere posterioară.

La nivelul bicepsilor femurali, fotbaliștii sunt în număr de 4 cu valori pozitive, doi simetrici și o treime cu pondere spre partea stângă; cei de la volei sunt majoritari asimetrici pe partea dreaptă cu un singur subiect simetric și o treime asimetrici pe partea stângă; în oglindă cu cei de la volei se regăsesc cei de la baschet, având un singur subiect simetric, o treime pe partea dreaptă și majoritatea pe partea stângă.

La nivelul gambelor, fotbaliști au cea mai mare pondere a subiecților pe dreapta, o treime. Voleibaliști și baschetbaliști au tendința clară cu pondere pe partea stânga având amândouă câte un subiect pe dreapta, respectiv unul simetric.

După stabilirea numărului de subiecți, pentru fiecare dintre cele trei categorii de valori (pozitive pentru partea dreaptă; 0 pentru simetrie; negativă pentru partea stânga) pentru fiecare grupă musculară analizată am centralizat datele în tabelul 4.12. Datele tabelare au fost introduse în Excell unde am generat grafice pentru preponderența valorilor termice la nivelul grupelor musculare ale sportivilor.

În Fig.4.45 sunt reprezentați subiecți fotbaliști; în Fig.4.46 sunt reprezentați voleibaliști și în Fig.4.47 găsim ponderea baschetbaliștilor.

Tabelul 4.12 Numărul de subiecți pentru fiecare categorie de preponderență termică sau care au înregistrat valori simetrice.

		Pectorali	Abdomen	Deltoizi (frontal)	Deltoizi (posterior)	Bicepsi	Extensori	Cvadricepsii	Tibii	Trapezi	Dorsali	Tricepsi	Flexori	Bicepsi femurali	Gambe	Scor
	Dreapta	1,00	4,00	7,00	3,00	1,00	4,00	2,00	2,00	3,00	4,00	5,00	3,00	4,00	3,00	46,00
Football	Simetric	3,00	1,00	0,00	2,00	2,00	0,00	2,00	1,00	2,00	1,00	0,00	0,00	2,00	1,00	17,00
	Stânga	5,00	4,00	2,00	4,00	6,00	5,00	5,00	6,00	4,00	4,00	4,00	6,00	3,00	5,00	63,00
	Dreapta	4,00	7,00	7,00	6,00	5,00	4,00	4,00	4,00	4,00	1,00	5,00	6,00	5,00	1,00	63,00
Volei	Simetric	4,00	1,00	1,00	2,00	0,00	0,00	1,00	1,00	2,00	3,00	1,00	2,00	1,00	1,00	20,00
	Stânga	1,00	1,00	1,00	1,00	4,00	5,00	4,00	4,00	3,00	5,00	3,00	1,00	3,00	7,00	43,00
	Dreapta	4,00	7,00	5,00	4,00	3,00	4,00	3,00	0,00	2,00	3,00	1,00	2,00	3,00	1,00	42,00
Baschet	Simetric	2,00	0,00	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00	2,00	0,00	0,00	0,00	1,00	1,00	8,00
	Stânga	3,00	2,00	3,00	5,00	6,00	5,00	6,00	8,00	5,00	6,00	8,00	7,00	5,00	7,00	76,00

În ultima coloană am adunat toate așa zise „puncte” posibile pe care le putea înregistra o pondere pe dreapta, simetrie sau pe stânga.

Din această coloană se observă că sportivii fotbaliști au cele mai multe puncte de asimetrie pe partea stânga, urmat de partea dreaptă și cele mai puține puncte de simetrie; în cazul voleibaliștilor numărul punctelor de simetrie este ușor mai mare decât la fotbaliști însă egal pe partea opusă a asimetriei, pe dreapta. Sportivii baschetbaliști înregistrează cele mai puține puncte de simetrie dintre cele trei grupe, și cel mai mare punctaj de asimetrie pe partea stângă.

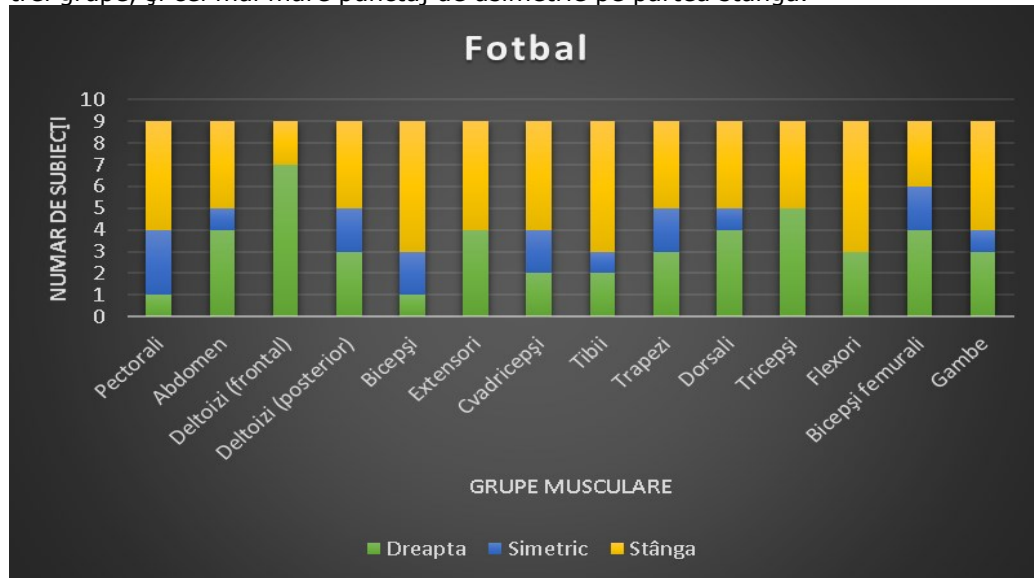


Fig.4.45. – Preponderența termică în rândul fotbaliștilor.

În cazul fotbaliștilor nu se vede vreo pondere majoritară clară, și nici vreo legătură cu zona subiectului analizată (trunchi, brațe, picioare).

Observăm pe partea stânga o mică pondere în mai multe grupe musculare, înregistrând cele mai multe puncte de scor, majoritatea grupelor având asimetrii pe ambele părți exceptând câteva mai înclinate către o oarecare direcție, cum ar fi grupele deltoizilor din vedere frontală în care majoritatea subiecților prezintă o asimetrie spre partea dreaptă și în cazul tricepsilor unde sunt mai mulți subiecți cu asimetrii pe partea dreaptă, majoritatea grupelor prezintă o pondere pe ambele părți (stânga/dreapta) și în majoritatea grupelor găsim subiecți cu simetrii termice.

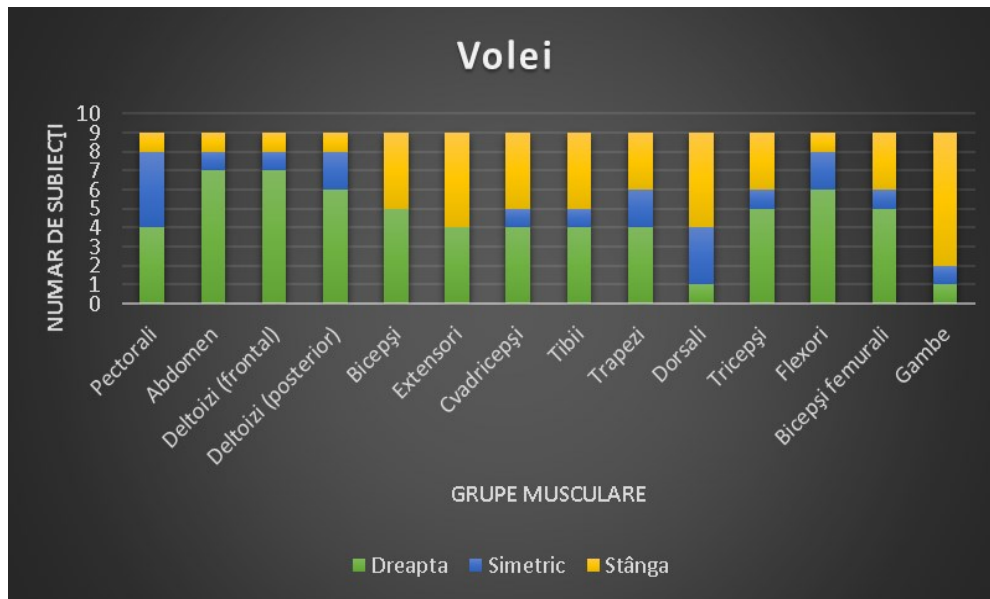


Fig.4.46. – Preponderența termică în rândul voleibaliștilor.

Un număr mare de subiecți voleibaliști au avut valori termice ce prezentau asimetrii cu pondere spre partea dreaptă a grupelor musculare, parte care o adunat și cele mai multe puncte, făcând excepție gamba voleibaliștilor unde majoritatea au avut valori asimetrice spre gamba stângă.

La nivelul pectoralilor și mușchilor dorsali se întregistreză mai mulți subiecți cu asimetrii termice, aceștia regăsinduse în restul grupelor în număr mai mic, în cazul bicepsilor și al mușchilor extensori nefiind nici un subiect cu valori simetrice.

Punctajul obținut de fiecare pondere în parte este destul de strâns în cazul subiecțiilor voleibaliști față de celelalte două sporturi.

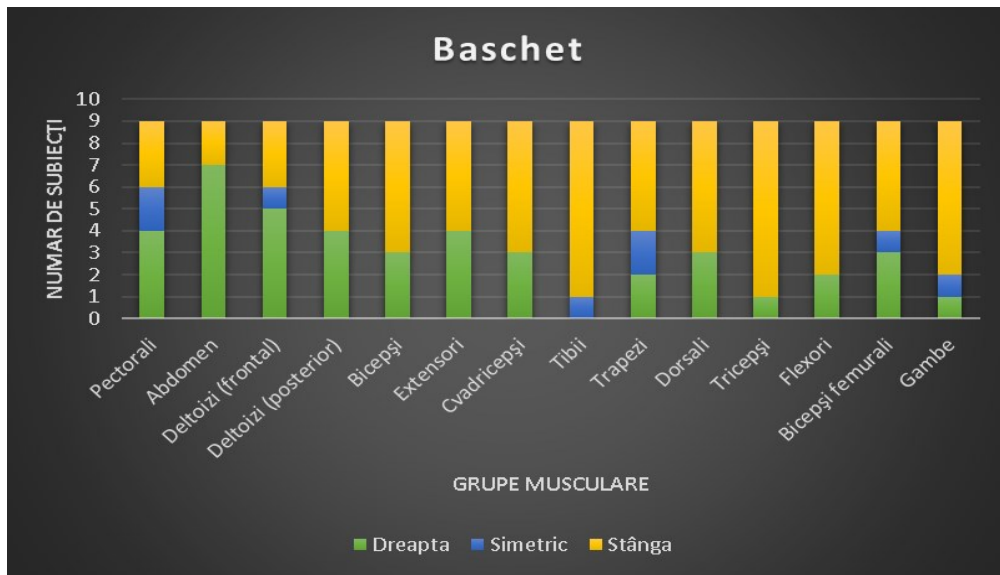


Fig.4.47. – Preponderența termică în rândul baschetbaliștilor.

Baschetbaliștii înregistrează cel mai mare număr de subiecți cu pondere pe partea stângă, cel mai mic număr de subiecți care să aibă valori de asimetrie termică și puțini subiecți cu pondere pe partea dreaptă în cazul câtorva grupe musculare.

Valorile termice obținute au fost procesate statistic cu software-ul SPSS folosind testul „t” pentru obținerea semnificației statistice dintre mediile celor două variabile de temperatură. Rezultatele sunt prezentate în tabelul 4.13.

Absența validării ipotezei de cercetare prin testul „t” are la bază volumul redus al eșantionului, acesta fiind dictat de condițiile obiective de determinare din cauza numărului redus de subiecți ce au participat la studiu.

Însă mai probabil și din cauza faptului că toate prelevările termice s-au efectuat cu un singur aparat FLIR B200, motiv ce a determinat ca timpul prelevării fotografiilor dintre primul subiect și ultimul să crească considerabil.

Acest timp ce s-a adunat cu timpul necesar sportivilor să ajungă în ipostază necesară prelevării fotografiilor după încheierea antrenamentului (strângerea echipamentelor, discuții cu antrenorii, drumul către vestiar, etc.)

Motiv pentru care în Fig.4.48 arătăm o comparație între primii subiecți ce au fost prelevați termic din grupele de sportivi.

Diferențele dintre cei trei reprezentanți ale ramurilor sportive studiate sunt foarte evidente în cazul tuturor grupelor musculare, precum erau și în graficele prezentate mai sus.

Tabelul 4.13. Prelucrarea datelor folosind testul „T independent”.

Grupa musculară	Sportivi	Medie dreapta[°C]	Medie stânga[°C]	Sig.(2-tailed)
Pectorali	Fotbal	34,2778	34,3889	,856
	Volei	34,6889	34,5889	,883
	Baschet	33,0111	32,9222	,911
Deltoizi	Fotbal	34,5000	34,0333	,422
	Volei	35,0222	34,3222	,260
	Baschet	33,6444	33,6556	,987
Deltoizi posteriori	Fotbal	33,9556	34,0778	,868
	Volei	34,2333	34,6667	,447
	Baschet	32,9667	32,9889	,980
Bicepsi	Fotbal	33,8222	34,2111	,531
	Volei	34,6667	34,6000	,921
	Baschet	33,4333	33,6556	,775
Extensori	Fotbal	32,2778	32,5778	,412
	Volei	32,8667	32,9556	,918
	Baschet	32,5444	32,8778	,768
Abdomen	Fotbal	33,9111	33,8667	,916
	Volei	34,5333	34,3778	,857
	Baschet	32,6778	32,3667	,732
Cvadricepși	Fotbal	33,9333	34,1222	,620
	Volei	33,5556	33,6222	,902
	Baschet	32,7222	32,8444	,876
Tibii	Fotbal	32,0889	32,4889	,234
	Volei	32,8667	32,8222	,911
	Baschet	31,6333	32,0778	,559
Trapezi	Fotbal	34,8667	34,7889	,923
	Volei	35,1333	35,1444	,982
	Baschet	33,8111	33,8333	,980
Tricepsi	Fotbal	32,5667	32,5889	,967
	Volei	33,4000	33,6667	,616
	Baschet	31,3667	32,3333	,169
Flexori	Fotbal	32,0667	31,9778	,831
	Volei	33,4444	33,6556	,733
	Baschet	31,7444	32,5000	,402
Dorsali	Fotbal	33,9556	33,9333	,976
	Volei	34,6556	34,5222	,788
	Baschet	33,2222	33,3889	,851
Bicepsi femurali	Fotbal	34,1444	34,1444	1
	Volei	33,1556	33,2556	,844
	Baschet	32,8556	32,9667	,885
Gambe	Fotbal	33,6111	33,3556	,396
	Volei	33,5000	33,3556	,726
	Baschet	32,2000	32,4222	,776

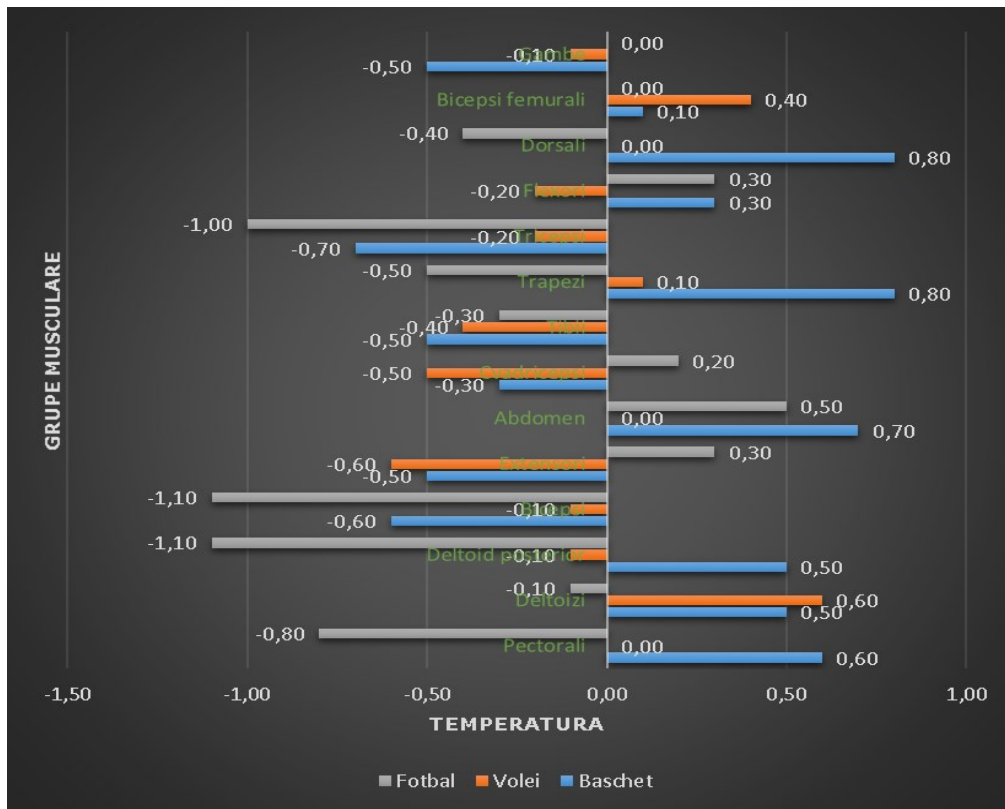


Fig.4.48 - Compararea temperaturilor medii ale tuturor grupelor musculare între primii sportivi fotografiați din cele 3 loturi.

5. ANALIZA BIOMECANICĂ A POSTURII

5.1. Alcătuirea și analiza structurală a unui lanț cinematic osteo-articular

În biomecanică, corpul uman se raportează la un sistem tridimensional de axe (Fig.5.1.).

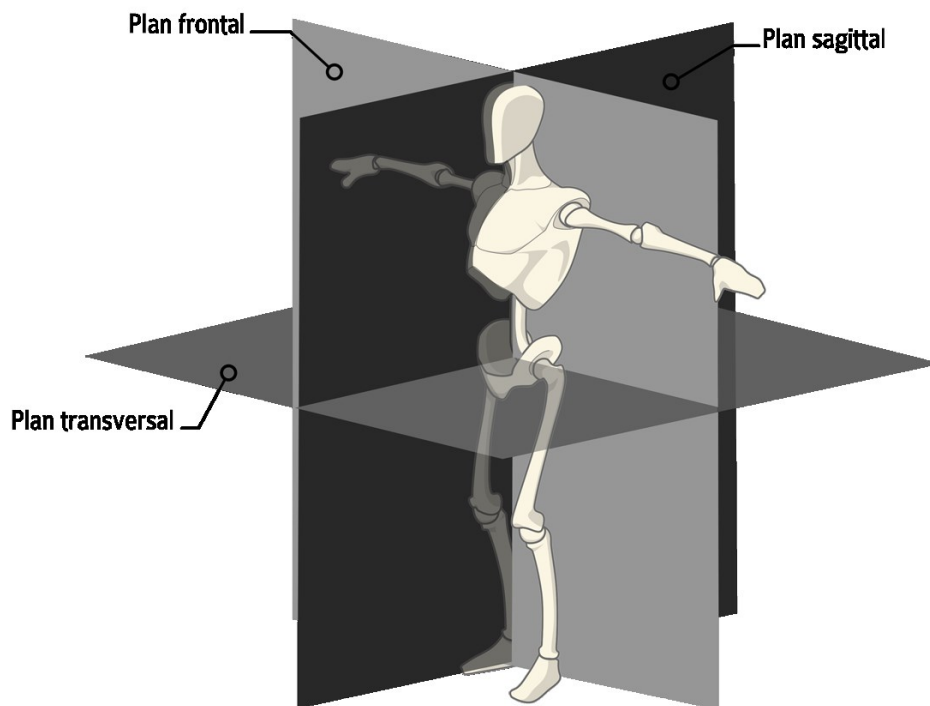


Fig.5.1 - Sistem de referințe relative [115].

Studierea încărcărilor se face folosind un model biomecanic uman alcătuit dintr-un lanț cinematic compus dintr-o succesiune de elemente și cuple cinematice (articulații) (Fig.5.2).

Articulațiile realizează legătura dintre elemente, între oase sau între cartilaj și os, această legătură permițând un mai mare sau mai mic grad de libertate. Biomecanica analizează aceste articulații doar din perspectiva mișcării acestora.

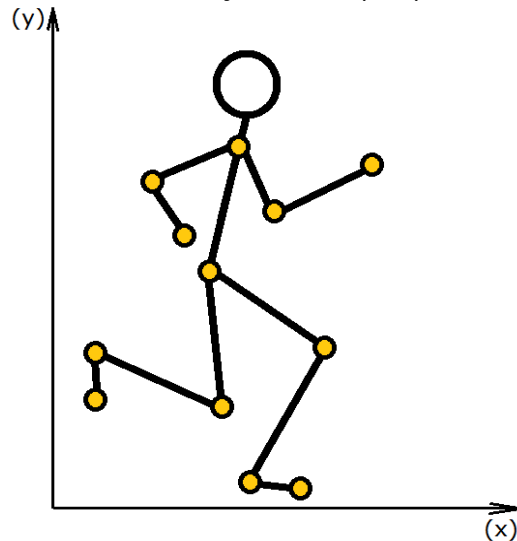


Fig.5.2 – Lanțul cinematic uman [33].

- Articulațiile permit până la trei mișcări relative. Acestea pot fi:
- **artrodii** – au numai mișcare de translație. Ca exemplu este reprezentată articulația navicular-cuneiformă a labei piciorului (Fig.5.3).



Fig.5.3 - Articulația navicular-cuneiformă [106;117].

cilindroide – permit numai mișcarea de rotație relativă în jurul unei axe longitudinale. În Fig.5.4 este reprezentată articulația cotului.

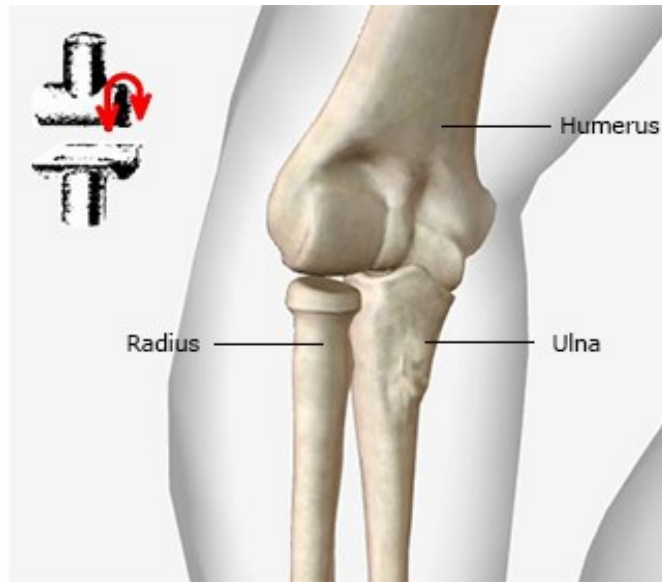


Fig.5.4 - Articulația cotului [106;117].

- **elipsoide** – au două mișcări de oscilație; de flexie-extensie și de adducție-abducție. În Fig.4.5 este reprezentată o diartroză elipsoidă (sau condiliană) și anume articulația radiocarpiană formată între suprafețele articulare ale antebrăului și oasele carpiene.

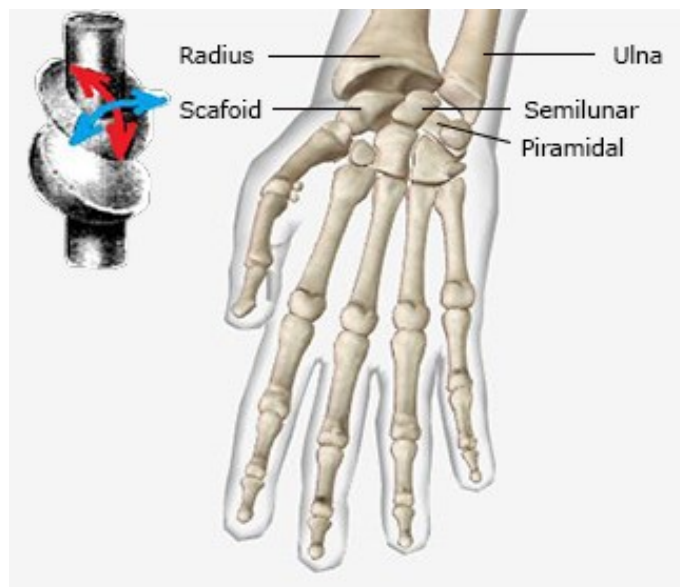


Fig.5.5 - Articulația radiocarpiană [106;117].

- **șelare** – care permit mișcări biaxiale, mișcări de flexie-extensie și adducție-abducție.

În Fig.4.6 este prezentată articulația trapezometacarpiană a policelui.



Fig.5.6 - Articulația trapezometacarpiană [106;117].

- **enartrozele** (articulațiile sferoidale) din articulațiile șoldului și umărului. Ele permit mișcări de rotație de-a lungu a trei axe.

Acestea au posibilitatea de execuție a tuturor mișcărilor posibile: flexia-extensia; mișcările laterale; adducția și abducția; rotația și circumducția.

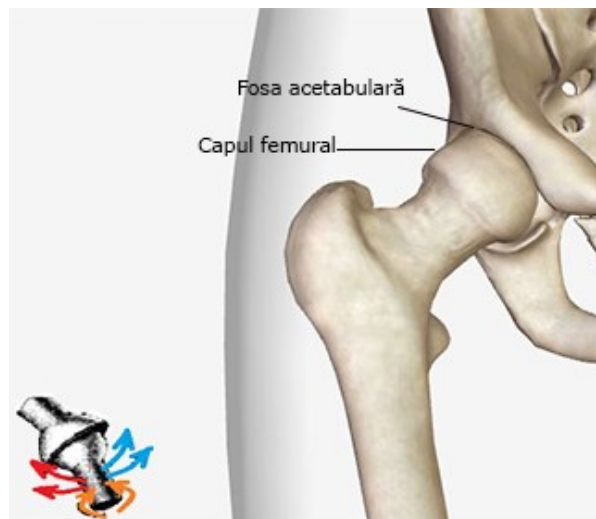


Fig.5.7 - Articulația coxofemurală [106;117].

În Fig.5.7 este reprezentată o astfel de articulație și anume articulația coxofemurală. Segmentele osoase asupra cărora acționează mușchii se comportă asemenea pârghiilor din fizică [13;106].

5.2. Adaptarea posturii la solicitări

Solicitările mecanice dictează structura internă a oaselor. Mai multe teorii fac legătura dintre solicitările existente și structura lamelară a oaselor pornind de la legea lui Wolff: teoria rezistenței uniforme (Fig.5.8) - sub acțiunea unui sistem de forțe oasele sunt astfel construite încât să fie supuse aceluiași tensiuni maxime; teoria traiectoriei arhitecturale - materia solidă a oaselor este dispusă pe direcția de transmitere a forțelor, în rest existând goluri [106].

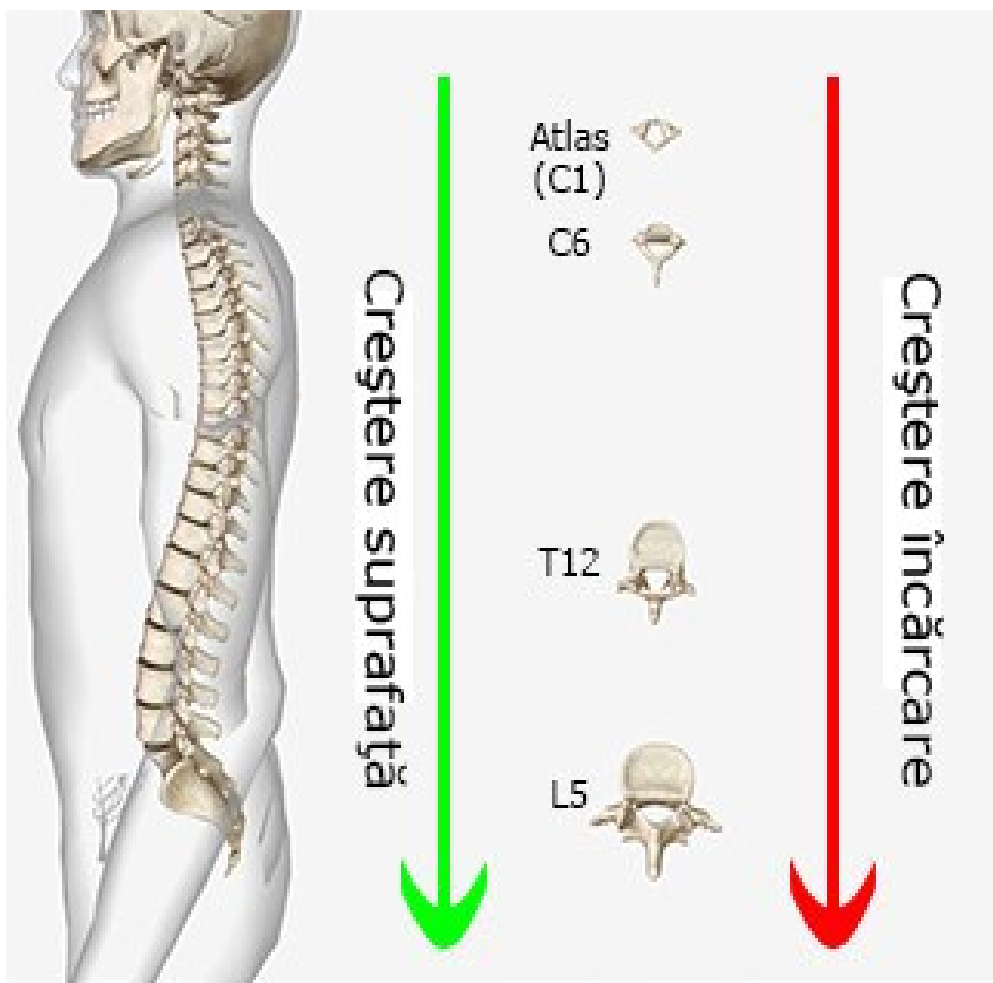


Fig.5.8- Adaptarea structurii scheletale la încărcările funcționale [106;117].

Înălțimea corpului determină lungimile antropometrice ale segmentelor pornind de la centrele articulațiilor sau de la capetele acestora. Fig.5.9 arată modalitatea de calcul pentru mărimile antropometrice.

Principiile pentru determinarea segmentelor corpului uman în regim dinamic sunt:

- **principiul estimării** – în regim dinamic corpul este de numai 97% față de regimul static, în schimb lungimea statică a brațului este depășită până la 120% în regim dinamic.
- **principiul însumării** – segmentele corpului uman în regim dinamic sunt determinate ținând cont că tot organismul participă la determinarea acestor valori.

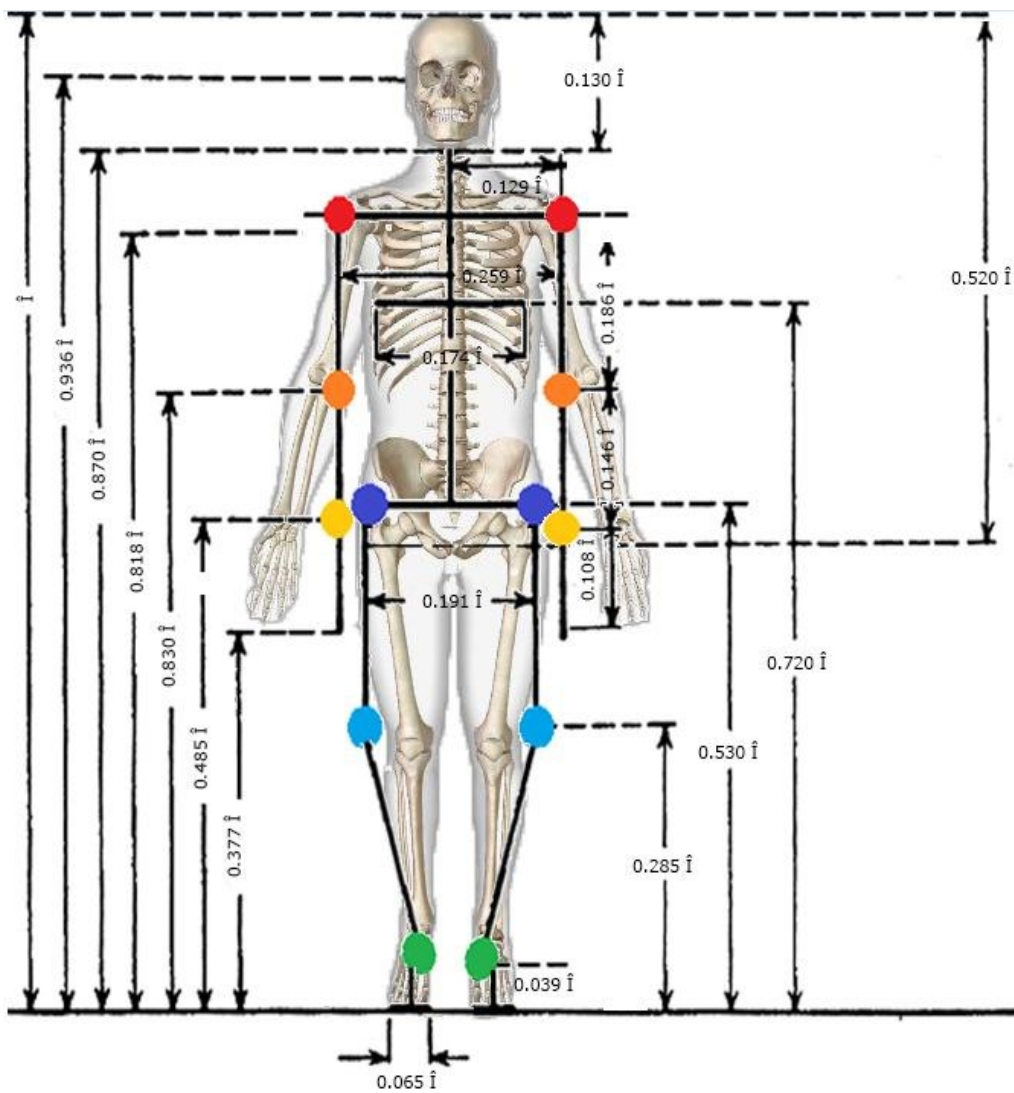


Fig.5.9- Calculul unor mărimi segmentare [13;117].

5.3. Clasificarea și cinematica mișcărilor

Toate mișcări corporale (plan-paralelă, rototranslație, pivotare, etc) sunt urmare a compunerii de mișcări elementare (rotație și translație). Acestea se raportează la sistemele de referință fixe sau mobile astfel încât definirea lor ca mișcări va fi de mișcare absolută respectiv mișcare relativă [13].

Gradul de libertate al unui lanț cinematic osos reprezintă numărul total de mișcări independente pe care îl poate avea acel lanț cinematic în condițiile restricțiilor date de articulații [42;69]. Corpul execută o mișcare de translație atunci când în tot timpul mișcării un segment de dreaptă ce aparține corpului rămâne paralel cu el însuși (Fig.5.10).

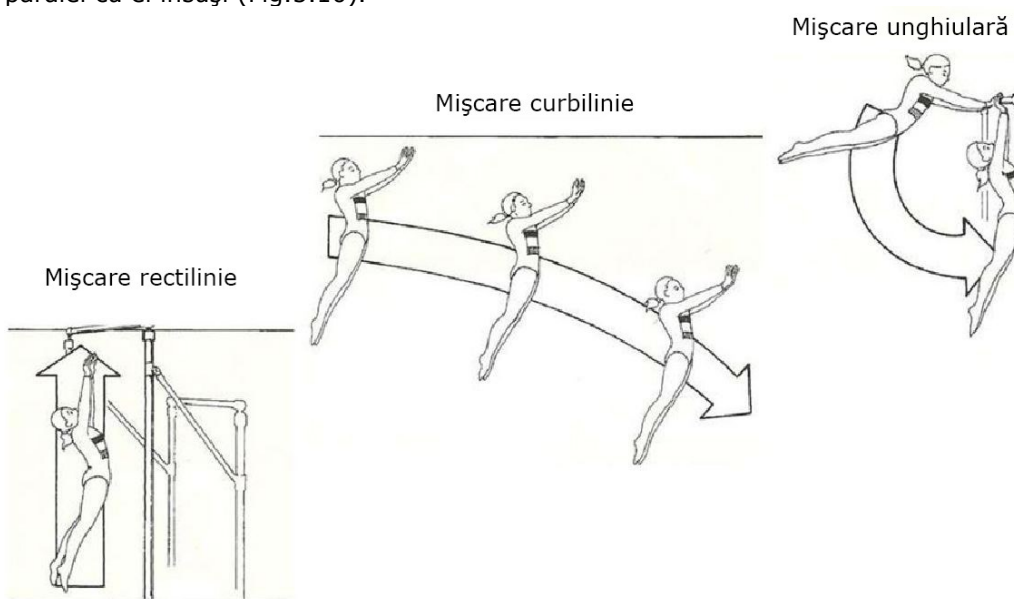


Fig.5.10- Tipuri de mișcări [13].

Corpul execută o mișcare de rotație în jurul unui ax fix atunci când în tot timpul mișcării două puncte ale corpului rămân fixe în spațiu.

5.4. Calculul gradelor de libertate

Gradul de libertate se calculează funcție de mișcările (spațiale sau plane) lanțului cinematic osteo-articular [13] astfel:

În cazul spațial:

$$L = 6 \cdot n - 5 \cdot a_5 - 4 \cdot a_4 - 3 \cdot a_3 - 2 \cdot a_2 - 1 \cdot a_1 \quad (5.1)$$

unde:

- ◆ n - numărul total de elemente cinematice (oase sau segmente corporale);
- ◆ a_5 - numărul total de articulații de clasa 5;

- ◆ a_4 – numărul total de articulații de clasa 4;
- ◆ a_3 – numărul total de articulații de clasa 3;
- ◆ a_2 – numărul total de articulații de clasa 2;
- ◆ a_1 – numărul total de articulații de clasa 1.

$$\text{În cazul plan: } L = 3 \cdot n - 2 \cdot a_5 - 1 \cdot a_4 \quad (5.2)$$

unde:

- ◆ n – numărul total de elemente cinematice (oase sau segmente corporale);
- ◆ a_5 – numărul total de articulații de clasa 5;
- ◆ a_4 – numărul total de articulații de clasa 4 [13].

5.5. Echilibrul static și dinamic

Echilibrul unui solid liber încărcat cu forțele F_i ($i=1,2,\dots,n$) se va scrie anulând torsorul de reducere al forțelor [69].

$$\bar{R} = \sum_{i=1}^n \bar{F}_i = 0 \quad (5.3)$$

$$\bar{M}_O = \sum_{i=1}^n (\bar{r}_i \times \bar{F}_i) = 0 \quad (5.4)$$

Problemele corpurilor solide izolate din lanțurile cinematice se vor rezolva cu ajutorul ecuațiilor scalare de echilibru:

- situațiile directe: sistemul de forțe de interacțiune cu sistemul biomecanic este cunoscut și se cere poziția lui de echilibru. În general, astfel de probleme au o soluție unică, fiind static determinate, însă se poate întâmpla ca sistemul de ecuații de echilibru să fie nedeterminat sau imposibil, situații în care există o infinitate de poziții de echilibru sau, respectiv, nici una;
- situațiile indirecte: poziția de echilibru a sistemului biomecanic este cunoscută și se cere sistemul de forțe care trebuie să acționeze asupra lui pentru a-l menține în echilibru în poziția considerată. Astfel de probleme sunt în general nedeterminate pentru că se pot imagina o infinitate de sisteme de forțe care mențin corpul sau sistemul biomecanic în echilibru într-o poziție dată. Dacă numărul necunoscutelor este egal cu cel al ecuațiilor de echilibru, atunci problemele din această categorie pot avea o soluție unică, fiind static determinate.
- situațiile mixte: numai câțiva din parametrii stării de echilibru și unele dintre caracteristicile forțelor care solicită acel corp sau sistem biomecanic, se cere să se determine celelalte caracteristici necunoscute care privesc atât sistemul de forțe cât și poziția de echilibru.

Echilibrul dinamic presupune în plus față de echilibrul static și considerarea forțelor și momentelor de inerție [73]. Astfel, pornind de la ecuația fundamentală a dinamicii:

$$dm \cdot \bar{a} = d\bar{F}_a + d\bar{F}_p + d\bar{F}_{int} \quad (5.5)$$

unde:

\bar{a} - accelerația masei elementare;

$d\bar{F}_a$ - forțe elementare exterioare active;

$d\bar{F}_p$ - forțe elementare exterioare pasive;

$d\bar{F}_{int}$ - forțe interioare.

Ecuatii vectoriale ale echilibrului dinamic care se bazează pe teorema torsorului impulsului sau ecuațiile teoremei energiei și ale principiilor variațional-diferențiale stau la baza ecuațiilor dinamice [33;73].

Pentru corpuri izolate sau pentru întreaga structură a corpului cu legături pot fi scrise ecuațiile dinamice sau ale vectorilor de mișcare. Pentru un corp izolat, ecuațiile de mișcare vectoriale conforme cu teorema torsorului impulsului sunt:

$$m_i \cdot \bar{a}_{Ci} = \bar{F}_{extai} + \bar{F}_{extpi} + \bar{F}_{intai} + \bar{F}_{intpi} \quad (5.6)$$

$$\frac{d}{dt} (K_{Ci})_r + \bar{\omega}_i \times \bar{K}_{Ci} = \bar{M}_{extai} + \bar{M}_{extpi} + \bar{M}_{intai} + \bar{M}_{intpi} \quad (5.7)$$

Ecuatiile scalare obținute prin proiectarea relației 5.6 pe axele fixe și ale relației 5.7 pe axele mobile solidare corpului „i” sunt:

$$\begin{cases} m_i \ddot{x}_{Ci} = F_{extaix} + F_{extpix} + F_{intaix} + F_{intpix} \\ m_i \ddot{y}_{Ci} = F_{extaiy} + F_{extpiy} + F_{intaiy} + F_{intpiy} \\ m_i \ddot{z}_{Ci} = F_{extaiz} + F_{extpiz} + F_{intaiz} + F_{intpiz} \\ I'_{ix} \omega'_{ix} + (I'_{iz} - I'_{iy}) \omega'_{iy} \omega'_{iz} = M'_{extaCx} + M'_{extpCx} + M'_{intaCx} + M'_{intpCx} \\ I'_{iy} \omega'_{iy} + (I'_{ix} - I'_{iz}) \omega'_{iz} \omega'_{ix} = M'_{extaCy} + M'_{extpCy} + M'_{intaCy} + M'_{intpCy} \\ I'_{iz} \omega'_{iz} + (I'_{iy} - I'_{ix}) \omega'_{ix} \omega'_{iy} = M'_{extaCz} + M'_{extpCz} + M'_{intaCz} + M'_{intpCz} \end{cases} \quad (5.8)$$

Funcție de numărul de corpuri din sistem „n” vom avea 6n ecuații de echilibru dinamic.

Daca se notează solicitările de inerție cu:

$$\begin{aligned} -\dot{\bar{H}}_i &= -m_i \cdot \bar{a}_{Ci} = \bar{F}_i^i \\ -\dot{\bar{K}}_{Ci} &= \bar{M}_{Ci}^i \end{aligned} \quad (5.9)$$

și conform teoremei torsorului impulsului ecuațiile vectoriale de echilibru dinamic ale lui d'Alembert sunt:

$$\bar{F}_{ext ai} + \bar{F}_{exp i} + \bar{F}_i^i + \bar{F}_{int ai} + \bar{F}_{int pi} = 0 \quad (5.10)$$

$$\bar{M}_{ext aG} + \bar{M}_{exp G} + \bar{M}_{C_i}^i + \bar{M}_{int aG} + \bar{M}_{int pG} = 0 \quad (5.11)$$

Solicitările interioare se anulează reciproc:

$$\sum_{i=1}^n (\bar{F}_{int ai} + \bar{F}_{int pi}) = 0 \quad (5.12)$$

$$\sum_{i=1}^n (\bar{M}_{int aC_i} + \bar{M}_{int pC_i}) = 0 \quad (5.13)$$

ecuațiile de echilibru dinamic însumate pentru toate corpurile supuse la legături pentru întreg corpul sunt:

$$\sum_{i=1}^n (\bar{F}_{ext ai} + \bar{F}_{ext pi} + \bar{F}_i^i) = 0 \quad (5.14)$$

$$\sum_{i=1}^n (\bar{M}_{int aC_i} + \bar{M}_{int pC_i} + \bar{M}_{C_i}^i) = 0 \quad (5.15)$$

Prin proiectarea ecuațiilor vectoriale ale sistemului pe axele reperului fix, se obțin ecuațiile scalare de mișcare ale sistemului biomecanic, ele formând așa numita metodă cinetostatică:

$$\begin{cases} \sum_{i=1}^n (F_{ext ix} + F_{ext px} + F_x^i) \\ \sum_{i=1}^n (F_{ext iy} + F_{ext py} + F_y^i) \\ \sum_{i=1}^n (F_{ext iz} + F_{ext pz} + F_z^i) \\ \sum_{i=1}^n (M_{ext ix} + M_{ext px} + M_{ix}^i) \\ \sum_{i=1}^n (M_{ext iy} + M_{ext py} + M_{iy}^i) \\ \sum_{i=1}^n (M_{ext iz} + M_{ext pz} + M_{iz}^i) \end{cases} \quad (5.16)$$

Când studiem mișcarea ecuațiile menționate (5.16) sunt avantajoase deoarece nu au reacțiuni necunoscute datorate legăturilor pasive care se aplică corpului. Ele se mai numesc și *ecuațiile lui Lagrange de specia a doua*:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E_{\text{cin}}}{\partial \dot{q}_j} \right) - \frac{\partial E_{\text{cin}}}{\partial q_j} = Q_{aj} + Q_{dj} \quad (j=1,2,\dots,p) \quad (5.17)$$

unde E_{cin} – energia cinetică a sistemului biomecanic;

$$Q_{aj} = \sum_{i=1}^n \left(\bar{F}_{ai} \cdot \frac{\partial \bar{r}_{Ci}}{\partial q_j} + M_{ac_i} \cdot \frac{\partial \bar{\varphi}_i}{\partial q_j} \right) \quad (j=1,2,\dots,p) \quad (5.18)$$

– forțele generalizate active corespunzătoare gradului de libertate „j” al sistemului;

$$Q_{dj} = \sum_{i=1}^n \left(\bar{F}_{pi} \cdot \frac{\partial \bar{r}_{Ci}}{\partial q_j} + M_{pc_i} \cdot \frac{\partial \bar{\varphi}_i}{\partial q_j} \right), \quad (j=1,2,\dots,p) \quad (5.19)$$

q_j – parametrul geometric independent corespunzător gradului de libertate „j” al sistemului de corpuri cu legături;

\bar{r}_{ci} – poziția centrului de masă a corpului „i” aparținând sistemului biomecanic;

$\frac{\partial}{\partial q_j}$ – derivata parțială a unei funcții (vectoriale sau scalare) în raport cu coordonata generalizată q_j .

Ecuțiile de mișcare ale teoremei taylorului impulsului, determinate pentru elementele unui sistem de corpuri solide cu legături, sau ecuațiile de echilibru dinamic ale lui d’Alembert, tot pentru un sistem de corpuri solide cu legături determină un sistem care are toate necunoscutele: legăturile precum și mărimile geometrice izolate.

Dacă utilizăm ecuațiile teoremei taylorului impulsului sau ecuațiile de echilibru dinamic, dar pentru întregul sistem biomecanic, sistemul obținut va avea drept necunoscute scrise pentru întregul sistem, mărimile geometrice izolate și reacțiunile legăturilor exterioare.

Ecuțiile mecanicii analitice [106] se obțin din ecuațiile de mișcare care au necunoscute mărimile geometrice izolate ale sistemului biomecanic.

5.6. Determinarea forțelor de reacțiune din articulația gleznei

Considerate împreună, articulația tibiotarsiană și articulația astragalocalcaneeană pot fi asemănată cu o transmisie cardanică (Fig.5.11).

Tibia reușește să se mențină în plan vertical deoarece axul de rotație al articulației tibiotarsiene este ortogonal pe axul de rotație al articulației astragalocalcaneene [77].

Articulației astragalocalcaneană este prezentată simplificat în Fig.5.11. Unghiul la centru dintre componentele articulației putând fi 70-80°.

Pentru flexia dorsală talusul poate avea un unghi de 20-30° iar pentru flexia plantară unghiul este de 30-50°.

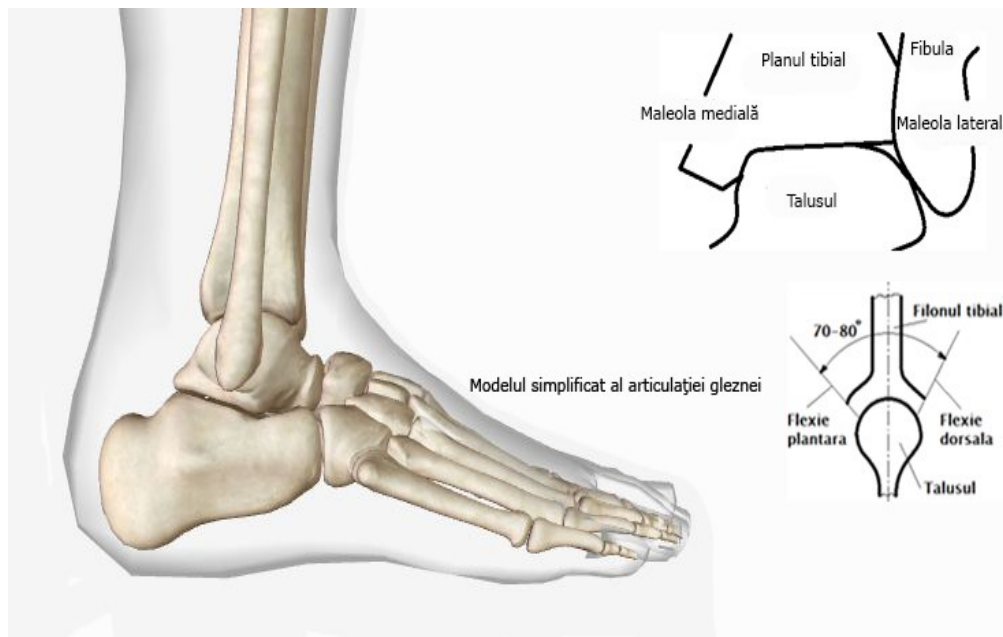


Fig.5.11- Componenta articulației gleznei [106;117].

În plan frontal, între axa longitudinală a tibiei și articulația gleznei există un unghi de 80°.

Utilizând metoda dinamică inversă se pot determina reacțiunile și momentele din articulația gleznei (Fig.5.12). Reacțiunea solului și datele antropometrice sunt datele de intrare în sistem [77].

Ipotezele simplificatoare ale metodei dinamice inverse sunt:

- segmentele corpului sunt rigide;
- segmentele compun lanțurile cinematice;
- lanțurile cinematice compun corpul uman;
- nu se ia în considerare frecarea din articulații și nici cu aerul.

Asupra sistemului gleznă-picior acționează două tipuri de forțe, unele interne (forțele de reacțiune din articulație R_{x,y_1} , forța din tendonul lui Ahile F_a , forța dezvoltată de mușchiul triceps al gambei F_{m1} , forța dezvoltată de mușchiul tibial anterior F_{m2} , forța de greutate G), respectiv forțe externe (forțele de reacțiune ale solului asupra piciorului R_{x_0,y_0}).

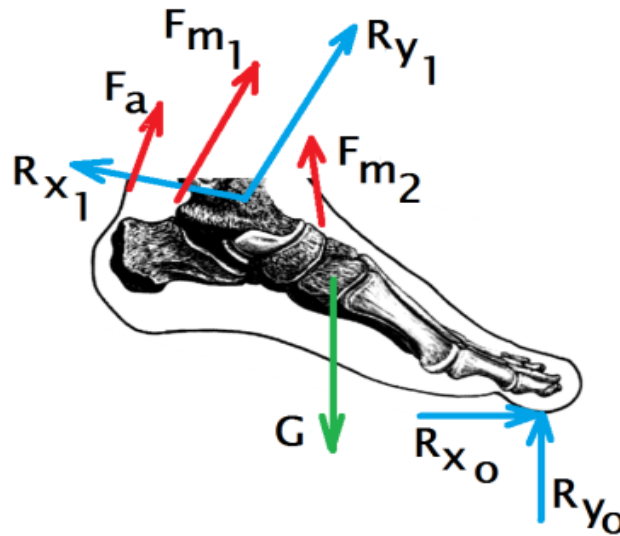


Fig.5.12 - Articulația astragalocalcaneană [77].

Ecuțiile de mișcare în funcție de legiile lui Newton sunt nedeterminate. Pentru a le transforma în relații determinate (Fig.5.13):

- forța „F” este suma forțelor tendoanelor și ale mușchilor;
- punctul de aplicare al forței „F” va fi în articulația gleznei, deci „F” va fi „F*“;
- reacțiunea ei (-F*) va fi în același punct de aplicație;
- momentul din articulația gleznei M_g este dat de cuplul forțelor F*, -F*.

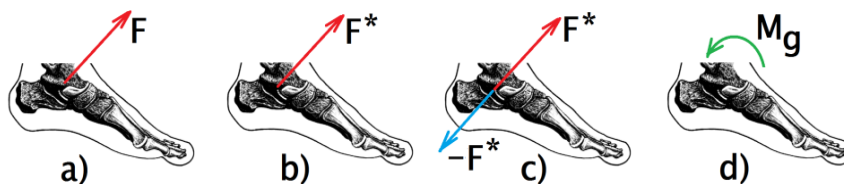


Fig.5.13- Momentului muscular din articulației astragalocalcaneană [77].

Conform celei de-a doua lege a lui Newton când varful piciorului atinge solul (10% din faza de sprijin) putem scrie ecuațiile de echilibru ale corpului:

$$\begin{aligned} \sum F_x &= m_p \cdot a_x \\ \sum F_y &= m_p \cdot a_y \\ \sum M &= I_p \cdot \theta_p \end{aligned} \quad (5.20)$$

Parametrii menționați variază funcție de faza de sprijin a piciorului pe sol (Fig.5.14).

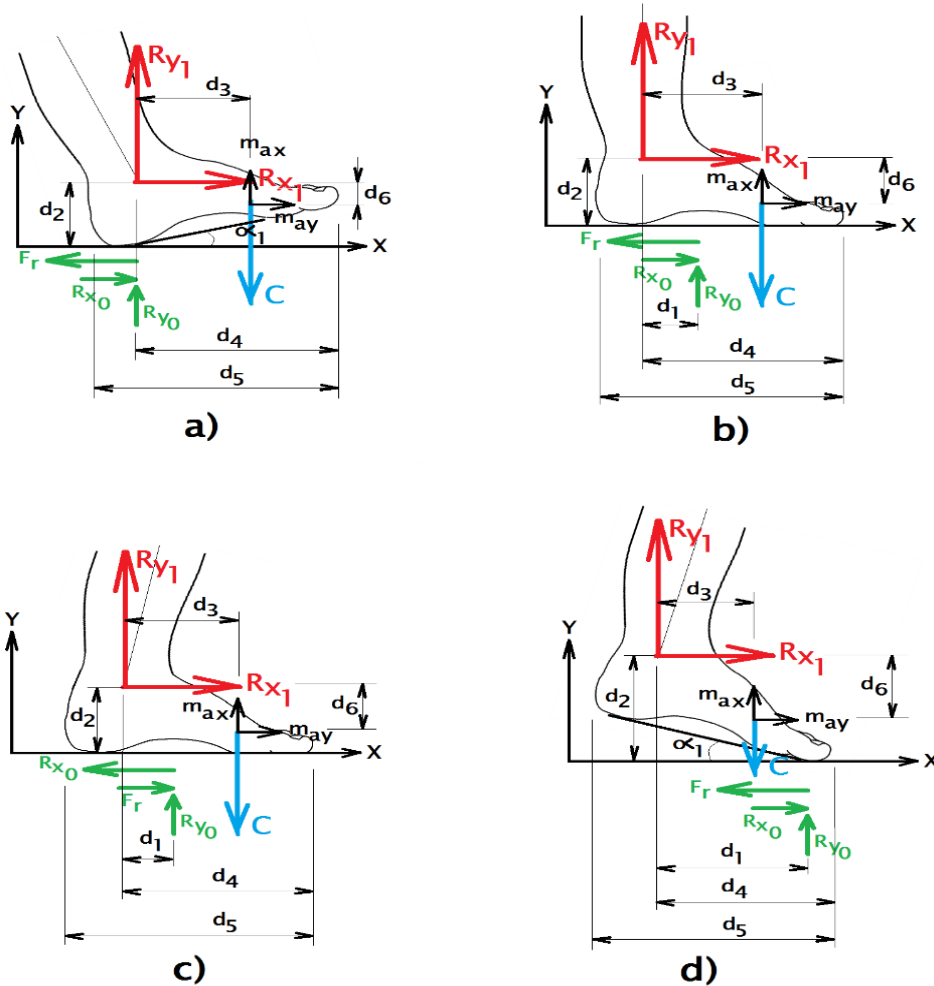


Fig.5.14 - Modelul biomecanic al sistemului gleznă-picior în cele patru faze de sprijin ale piciorului pe sol [77].

Aplicând ecuațiile de echilibru pentru sistemul biomecanic descris mai sus, se vor obține următoarele:

$$\sum F_{xi} = m_p a_x \rightarrow R_{x0} + R_{x1} - F_f = m_p a_x$$

$$R_{x1} = F_f - R_{x0} + m_p a_x$$

$$\sum F_{yi} = m_p a_y \rightarrow R_{y0} + R_{y1} - G = m_p a_y$$

$$R_{y1} = - R_{y0} + G + m_p a_y$$

$$\sum M = I_p \theta_p \rightarrow M_g + R_{x0} \cdot d_2 - F_f \cdot d_2 - G \cdot d_3 - m_{ax} \cdot d_6 - m_{ay} \cdot d_3 = I_p \cdot \theta_p$$

$$M_g = - R_{x0} \cdot d_2 + R_{y0} \cdot \mu \cdot m \cdot d_2 + G \cdot d_3 + m_{ay} \cdot d_3 + m_{ax} \cdot d_6 + I_p \cdot \theta_p \quad (5.21)$$

unde:

- G – forța de greutate a piciorului [N]
- $R_{x,y0}$ – forțele de reacțiune ale solului asupra piciorului pe cele două direcții, x,y [N]
- $R_{x,y1}$ – forțele de reacțiune din articulația gleznei pe cele două direcții, x,y [N]
- F_f – forța de frecare dintre picior și sol [N]
- μ – coeficientul de frecare dintre cele două suprafețe [-]
- M_t – masa totală a corpului [kg]
- M_g – momentul net muscular ce acționează în articulația gleznei [Nm]
- θ_p – accelerația unghiulară a piciorului în planul mișcării [rad/s²]
- I_p – momentul de inerție al piciorului [kgm²]
- α_1 – unghiul de atac al piciorului față de sol [°]
- α_2 – unghiul de înclinare al tibiei față de axa verticală a corpului [°]
- d_1 – distanța dintre punctul de acțiune al forțelor de reacțiune ale solului și centrul articulației gleznei [m]
- d_2 – distanța dintre centrul articulației gleznei și sol [m]
- d_3 – distanța dintre centrul de greutate al piciorului și centrul articulației [m]
- d_4 – distanța dintre centrul articulației și punctul cel mai distant al piciorului [m]
- d_5 – lungimea totală a piciorului [m]
- d_6 – distanța pe axa Y dintre centrul de rotație al articulației gleznei și centrul de masă al piciorului [m]
- $a_{x,y}$ – accelerația centrului de masă al piciorului [m/s²]
- m_p – masa piciorului [kg] [77].

5.7. Metoda multisegment pentru determinarea centrelor de masă

Determinarea maselor reduse și a poziției **centrului de greutate** ale unui subiect se face prin teorema compunerii centrelor de masa conform căreia dacă un corp sau un sistem de corpuri aflate într-o poziție dată poate fi descompus într-un număr determinat de porțiuni simple sau subsisteme de mase cunoscute cu pozițiile centrelor de masă respective determinate prin vectorii acestora.

Metoda multisegment de echilibru pornește de la observația că momentul greutatea fiecărui segment în raport cu originea sistemului de axe ales este egal cu momentul greutatea totale a sistemului multisegment în raport cu același pol [114].

Pentru a calcula acestea, am folosit un soft online care rezolvă sistemul de ecuații după introducerea înălțimi subiectului [cm], greutatea [kg] și coordonatele fiecărui segment [cm] pentru axa X respectiv Y [114]. Pentru a obține aceste coordonate am creat un plan de coordonate X, O, Y pentru fiecare dintre subiecți aleși, punctul O fiind poziționat între picioarele fiecărui subiect (Fig.5.15).

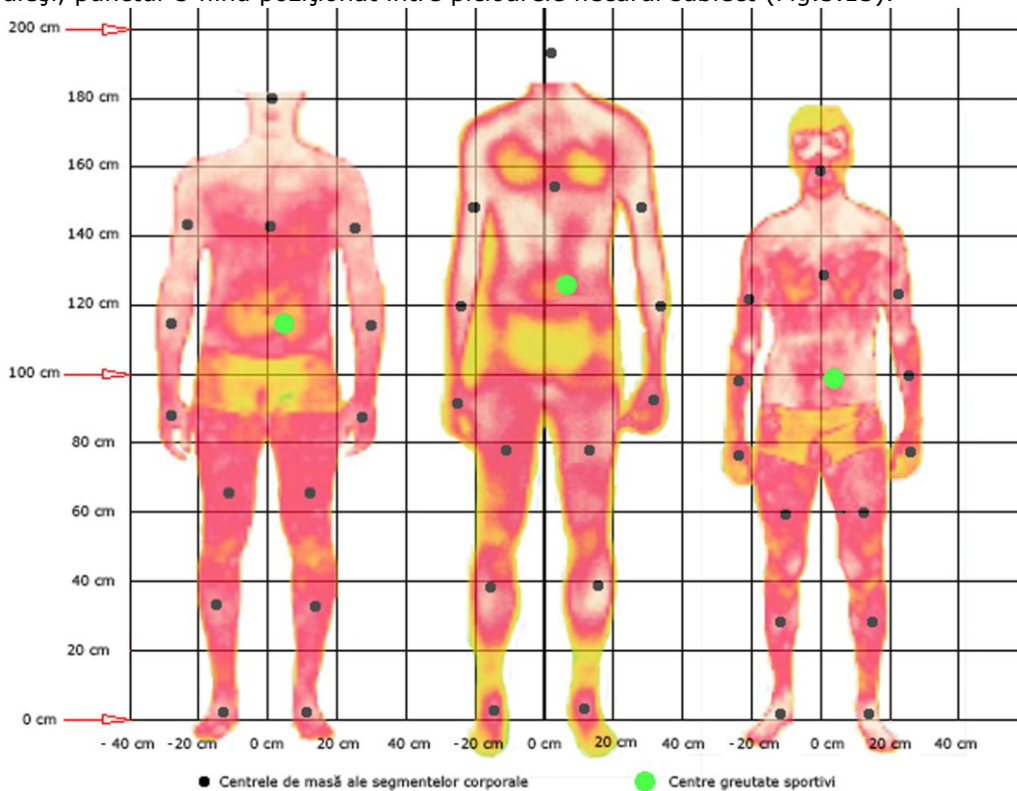


Fig.5.15 - Determinarea coordonatelor centrelor de masă ale segmentelor corporale.

Am ales din baza de date câte un subiect pentru fiecare sport. Acesta o fost ales în așa fel încât sa fie apropiat de înălțimea și greutatea medie obținută în subcapitolul 4.1.

Am marcat cu negru centrele de masă ale fiecarui segment corporal în conformitate cu poziția acestora dată în literatură [24], s-au măsurat coordonatele X și Y pentru fiecare segment după care acestea au fost introduse în tabelul aferent softului care a calculat coordonatele centrului de greutate al fiecărui subiect (tabelul 5.1 subiectul voleibalist; tabelul 5.2 subiectul baschetbalist și tabelul 5.3 subiectul fotbalist).

Tabelul 5.1 - Coordonatele centrelor de masă ale segmentelor corporale pentru un subiect voleibalist mediu.

Greutatea medie (kg):	m =	84,67
Înălțimea medie (cm):	v =	190,44
Segment	Coordonata X (cm)	Coordonata Y (cm)
Cap	1	180
Mâna stângă	24	83,5
Mâna dreaptă	-23,5	83
Antebraț stâng	24,5	116,5
Antebraț drept	-25,5	116
Braț stâng	23	142,5
Braț drept	-24,5	142
Picior stâng	17	2
Picior drept	-16,5	2
Gamba stângă	16,5	36,5
Gamba dreaptă	-15,5	38,5
Coapsa stângă	11,5	67
Coapsa dreaptă	-12,5	67
Trunchi	1	142,5

Coordonatele centrului de greutate: $X = 5.24872251109$, $Y = 118.768597367$

Centrul de greutate al subiectului voleibalist raportat la înălțimea acestuia se afla la 62,35% din aceasta (axa Y) și are o deviație spre partea stângă de 2,75% raportat la înălțimea subiectului.

Tabelul 5.2 - Coordonatele centrelor de masă ale segmentelor corporale pentru un subiect baschetbalist mediu.

Greutatea medie (kg):	m =	94,22
Înălțimea medie (cm):	v =	200,56
Segment	Coordonata X (cm)	Coordonata Y (cm)
Cap	2	193
Mâna stângă	25,5	81
Mâna dreaptă	-32	82
Antebraț stâng	24,5	120
Antebraț drept	-33,5	119,5
Braț stâng	21	148
Braț drept	-28,5	148
Picior stâng	15	2,5
Picior drept	-13	2,5
Gamba stângă	15,5	38,5
Gamba dreaptă	-15,5	38,5
Coapsa stângă	11	78
Coapsa dreaptă	-13	78
Trunchi	3	154,5

Coordonatele centrului de greutate: $X = 5.92846685466$, $Y = 126.6269207417$

Centrul de greutate al subiectului baschetbalist raportat la înălțimea acestuia se afla la 63,13% din aceasta (axa Y) și are o deviație spre partea stângă de 2,95% raportat la înălțimea subiectului.

Tabelul 5.3 - Coordonatele centrelor de masă ale segmentelor corporale pentru un subiect fotbalist mediu.

Greutatea medie (kg):	m =	72,44
Înălțimea medie (cm):	v =	179,44
Segment	Coordonata X (cm)	Coordonata Y (cm)
Cap	0,5	159
Mâna stângă	23,5	76
Mâna dreaptă	-25,5	77
Antebraț stâng	24	98
Antebraț drept	-25	99,5
Braț stâng	21	101,5
Braț drept	-22,5	103
Picior stâng	13,5	1
Picior drept	-14	1
Gamba stângă	12	28
Gamba dreaptă	-15	28
Coapsa stângă	10	59
Coapsa dreaptă	-12,5	59,5
Trunchi	1	129

Coordonatele centrului de greutate: $X = 4.79196577364$, $Y = 98.7245581823$

Centrul de greutate al subiectului fotbalist raportat la înălțimea acestuia se afla la 55,01% din aceasta (axa Y) și are o deviație spre partea stângă de 2,67% raportat la înălțimea subiectului

Centrele de greutate au fost marcate în Fig.5.15 cu bulină verde în concordanță cu coordonatele obținute pentru fiecare subiect.

Se poate observa că toți cei trei subiecți au centrul de greutate pe partea stângă a corpului în plan sagital, de altfel pe măsură ce crește talia subiectului acest punct se departează de axă. Tot în strânsă legătură cu înălțimea, centrul de greutate urcă pe axa Y, însă această creștere nu se raportează direct la înălțimea sportivilor. Fotbaliștii înregistrând un raport între înălțimea centrului de greutate și înălțime mai mic decât în cazul celorlalți doi subiecți.

Ponderea majoritară pe partea stângă a coordonatelor obținute în urma determinării centrului de masă al unui reprezentant de înălțime și greutate medie pentru fiecare ramură sportivă validează datele obținute în capitolul 4.

5.8 Modelarea/simularea posturii specifice ramurilor sportive prin intermediul softului "AnyBody"

Sistemul de modelare "AnyBody" este un sistem de modelare musculo-scheletală pentru simulări biomecanice care analizează reacțiile în corpul uman sau între corpul uman și mediu. Sistemul AnyBody permite crearea unor modele musculoscheletale detaliate și realizarea unor simulări computerizate care integrează corpul uman într-un mediu înconjurător.

Caracteristicile sistemului de modelare AnyBody include simulări avansate pentru a calcula:



- forțe musculare individuale;
- forțe de contact comune și momente;
- energia elastică în tendoane;
- acțiune musculară antagonistă
- și altele.

Acest software de modelare permite utilizatorului să modeleze și să analizeze orice sistem musculo-scheletal. Sistemul vine cu un model complet al corpului care conține majoritatea oaselor, articulațiilor și mușchilor din fiziologia umană (peste 1000 de fascicule musculare individuale).

În mod implicit, modelul corporal reprezintă dimensiunea și greutatea unui bărbat european (1,75 m, 75 kg) (Fig.5.16) echilibrat din punct de vedere postural, dar modelul se poate adapta cu ușurință la nevoile simulării, lucru pe care l-am și făcut.

Sistemul conține un editor pentru crearea de fișiere noi sau modificarea celor existente numit AnyScript™, acesta este un limbaj de programare care funcționează la fel ca

Fig.5.16 – Modelul corporal AnyBody [111].

C, C ++, sau Java [111].
Folosind acest limbaj am modificat mărimile antropometrice și postura modelului standard conform valorilor medii obținute din prelevările făcute pe sportivii celor trei ramuri.

Mărimile antropometrice au fost schimbate modificând liniile din folderul „Scaling” și „BodyParameters”:

- „AnyFolder BodyParameters = { AnyVar BodyMass = 75;” unde pentru baschetbalist am folosit 94.22, pentru voleibalist am folosit 84,67, respectiv 72,44 pentru fotbalist;
- „AnyFolder AnthroData = { AnyVar Body_Mass = 75;” din nou pentru baschetbalist am folosit 94.22, pentru voleibalist am folosit 84,67, respectiv 72,44 pentru fotbalist (Fig.4.1);
- „AnyVar body_height = 175 /100;” Unde pentru baschetbalist am folosit 200.56, pentru voleibalist am folosit 190,44, respectiv 179,44 pentru fotbalist (Fig.4.2);
- Pentru modelul AnyBody am păstrat valorile inițiale, 75 pentru greutate respectiv 175 pentru înălțime.

Pentru postură am modificat liniile din folderul „Mannequin” subfolderul „Posture”:

- AnyVar SubTalarEversion = 0; conform unghiul picioarelor, pentru baschetbalist am folosit 21.595, pentru voleibalist am folosit 27.36, respectiv 22.705 pentru fotbalist (Fig.4.29);
- AnyVar PelvisRotZ=0; conform unghiul CoF, valoarea folosită pentru baschetbalist a fost de 1.48, pentru voleibalist am folosit 1.23, respectiv 0.69 pentru fotbalist (Fig.4.30);
- AnyVar PelvisThoraxRotation=0; conform rotația pelviană/umăr, valoarea folosită pentru baschetbalist a fost de 3.59, pentru voleibalist am folosit 3.1, respectiv 3.59 pentru fotbalist (Fig.4.8);
- Pentru modelul AnyBody am păstrat toate valorile inițiale de 0.

În ultimul folder al fișierului, numit „Loads” se pot aplica vectori de încărcare tridimensionali pe oricare dintre punctele segmentelor corporale. Acești vectori de încărcare se află în coordonate globale, ceea ce înseamnă că x este înainte, y este verticala și z este lateral spre dreapta, noi am aplicat o forță în dreptul segmentului gleznelor pe axa y atât pe piciorul stâng cât și pe cel drept de 1000N (aproximativ 102kg) pentru fiecare model (baschet, volei, fotbal și AnyBody)

Ultimul pas a fost efectuarea unei simulări de „analiză dinamică inversă” din secțiunea „AnyBodyStudy”. Această simulare se află în centrul a ceea ce face sistemul de modelare AnyBody™.

În biomecanică, dinamica inversă este înțeleasă în modul tradițional ca procesul de calcul al forțelor de reacție măsurate în analiza mersului până la momentele nete ale articulațiilor anatomice.

În contextul AnyBody™, dinamica inversă este mult mai mult decât atât. Pe scurt, dinamica inversă vă permite să simulați forțele musculare și ale articulațiilor din întregul corp în timpul efectuării unor mișcări complexe, luând în considerare forțele dinamice de inerție fără să necesite neapărat măsurarea forțelor din interfața corp/mediu. Dinamica inversă are avantajul că permite analiza sistemelor musculoscheletale foarte complexe, care cuprinde sute de mușchi pe computere desktop sau laptop în câteva secunde.

Pentru cercetarea detaliată a rezultatelor, sistemul oferă mai multe facilități de afișare a unor diagrame, am folosit „ChartFXView” care oferă capacitatea de bază de a face diagrame bidimensionale pentru a descrie rezultatele (Fig.5.17).

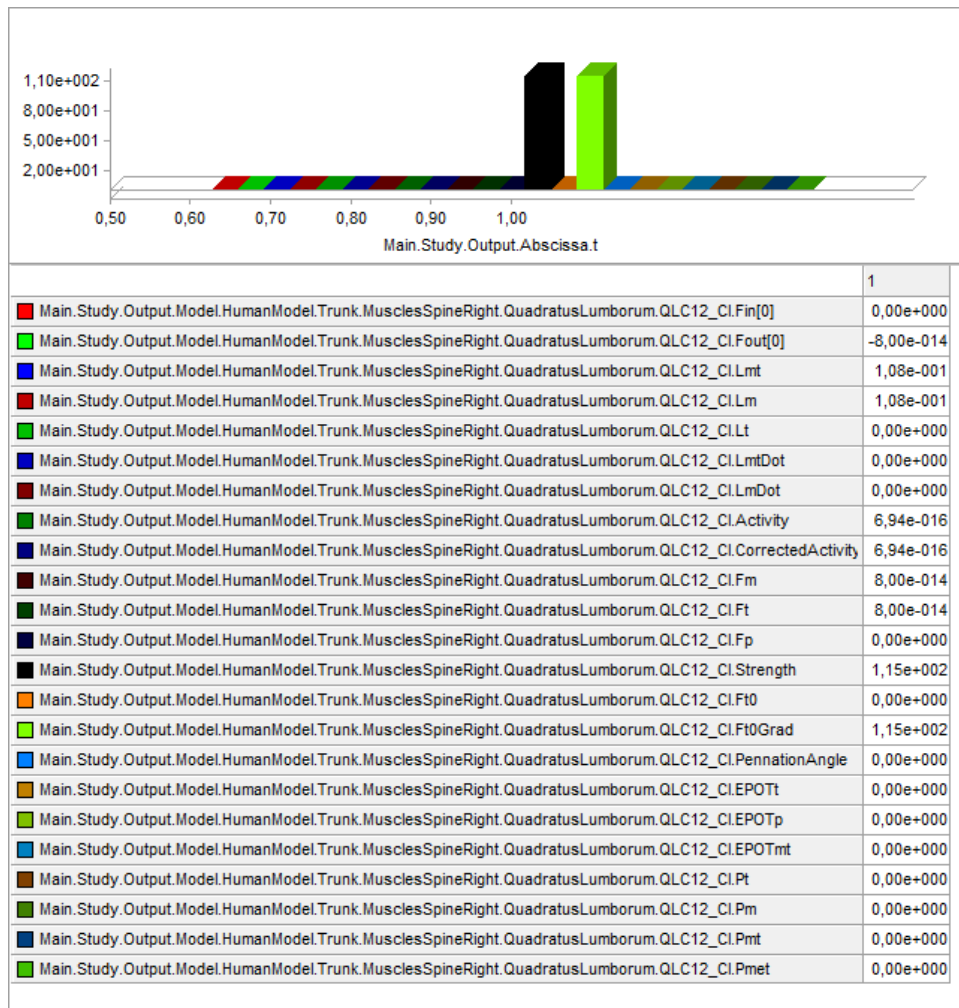


Fig.5.17 Exemplul unui raport generat de sistemul AnyBody.

După cum se vede în reprezentarea grafică nu toate fibrele musculare din grupă „quadratus lumborum” sunt active, cele inactive nefiind folosite în simularea rulată cu softul AnyBody.

Pentru fibrele active în simulare obținem o serie de parametri specifici fibrelor analizate ca de exemplu: Fin și Fout reprezintă forțe interne ale mușchiului; Lmt, Lm, Lt, reprezintă lungimea totală a unității mușchi-tendon, lungimea mușchiului și lungimea tendonului; LmtDot este rata de schimbare a lui Lmt, adică viteza de schimbare a lungimii totale a unității mușchi-tendon; PennationAngle este o valoare unghiulară; EPOTt, EPOTp, EPOTmt reprezintă potențialul de elasticitate a unității mușchi-tendon; Pm este puterea mecanică exercitată de elementul contractil al mușchiului, Pmt este puterea mecanică a unității mușchi-tendon și Pmet reprezintă consumul de energie metabolică a mușchiului [111].

Nu toți parametrii au relevanță în simularea efectuată, după cum vedem mulți au valori egale cu 0, de interes însă pentru studiul nostru este parametrul F_m , acesta este forța din elementul contractil al mușchiului. Aceasta este egală cu forța totală din unitatea mușchi-tendon, deoarece mușchiul nu are componente paralele.

Am prelevat mărimile lui F_m pentru câteva grupe musculare la nivelul trunchiului, brațelor și picioarelor din simulările făcute pentru fiecare ramură sportivă (Tabelul 5.4) și le-am comparat grafic.

Tabelul 5.4 Valorile F_m înregistrate în grupele musculare analizate.

	Erector Spinae		Multifidi		Quadratus Lumborum	
	Drept	Stâng	Drept	Stâng	Drept	Stâng
Baschet	3,10E-15	2,94E-15	1,40E+00	1,07E+00	5,24E-13	3,66E-14
Volei	2,70E-15	2,59E-15	1,29E+00	1,03E+00	3,99E-13	3,89E-14
Fotbal	1,50E-15	1,42E-15	1,10E+00	8,73E-01	3,71E-13	1,92E-14
AnyBody	4,28E-15	4,28E-15	1,01E+00	1,01E+00	8,00E-14	8,40E-14
	Brachialis		Supinator			
	Drept	Stâng	Drept	Stâng		
Baschet	1,28E+01	1,27E+01	7,52E+00	7,45E+00		
Volei	1,16E+01	1,15E+01	6,78E+00	6,73E+00		
Fotbal	9,94E+00	9,85E+00	5,82E+00	5,76E+00		
AnyBody	1,01E+01	1,01E+01	5,94E+00	5,94E+00		
	Biceps Femoris		Rectus Femoris		Gastrocnemius Lateralis	
	Drept	Stâng	Drept	Stâng	Drept	Stâng
Baschet	8,13E+00	8,02E+00	1,96E-11	1,74E-11	5,85E+00	5,85E+00
Volei	6,77E+00	6,68E+00	1,32E-01	1,74E-10	4,77E+00	4,76E+00
Fotbal	5,71E+00	5,62E+00	8,08E-02	7,71E-11	4,72E+00	4,71E+00
AnyBody	6,89E+00	6,89E+00	1,16E-11	1,16E-11	6,70E+00	6,69E+00

Grupele musculare analizate cu AnyBody, în ariile examinate termografic, se suprapun de regulă. De exemplu în aria mușchilor dorsali se regasesc 3 grupe musculare (Fig.5.18).

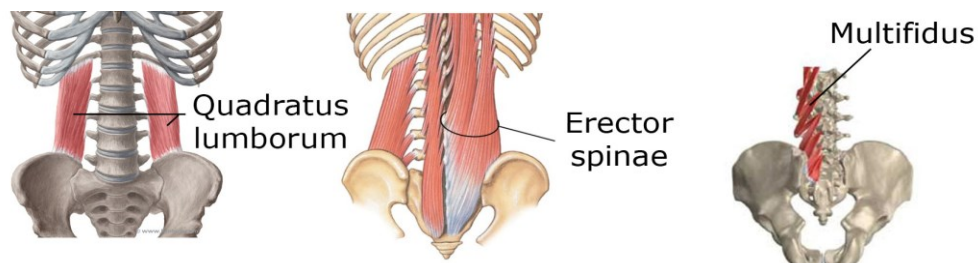


Fig.5.18 Principalele grupe musculare dorsale [117].

Valorile forței Fm pentru aceste grupe musculare au fost comparate pe ramuri sportive și în raport cu modelul AnyBody, atât grupele din partea stângă cât și cele din partea dreaptă. Rezultatele comparării principalelor grupe dorsale sunt prezentate în Fig.5.19; 5.20; 5.21.

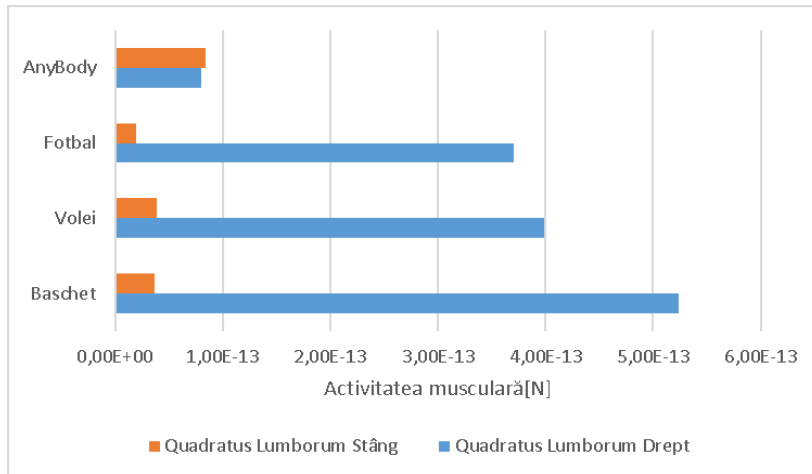


Fig.5.19 Valorile Fm pentru grupa quadratus lumborum.

În cazul modelului de referință dat de softwarul AnyBody, nonsportiv, echilibrat postural, de înălțime și greutate medie, putem observa valori similare, ușor mai mari pe partea stângă, între cele două zone ale mușchilor lombari. În cazul sportivilor am înregistrat valori semnificativ mai mari pe partea stângă a grupei musculare. Se observă o creștere graduală a forței o data cu înălțimea și greutatea sportivilor.

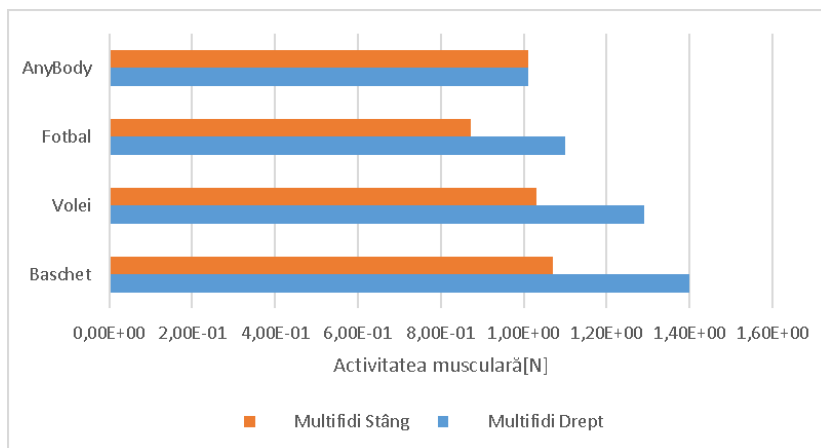


Fig.5.20 Valorile Fm pentru grupa multifidi

În grupa musculară multifidi nu se înregistrează diferențe majore între valorile modelului AnyBody și ramurile sportive, ele fiind apropiate de cele ale fotbalului, singura observație fiind că spre deosebire de sportivi, modelul de referință are valori egale stânga/dreapta pentru această grupă. Toți sportivii înregistrează o valoare mai mare pe partea dreaptă a grupei, aceasta crescând din nou o dată cu talia acestora, însă observăm o diferență mai mică între baschet și volei decât între volei și fotbal.

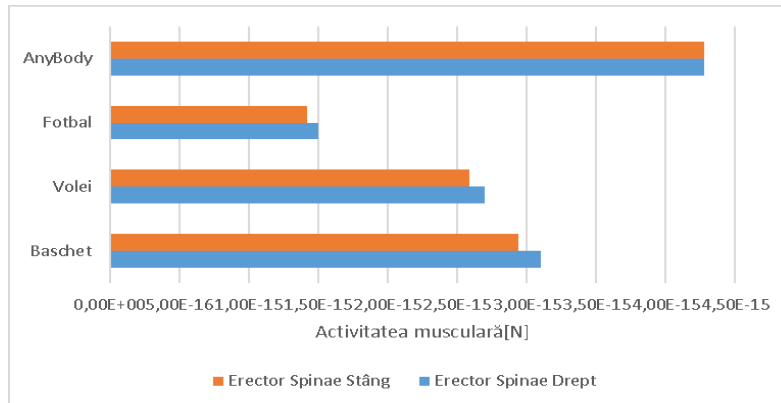


Fig.5.21 Valorile Fm pentru grupa erector spinae.

În cazul grupei erector spinae se observă aceeași tendință, forța mai mare pe partea dreaptă a grupei musculare, diferențele dintre sportivi din nou crescând o dată cu talia acestora. Valorile voleibalistului sunt mai aproape de cele ale baschetbalistului decât acelea dintre fotbalist și voleibalist. Însă dacă raportăm sportivii cu modelul AnyBody (model foarte apropiat antropometric de fotbaliști), ei înregistrează valori semnificativ mai mici decât acesta, valori din nou egale stânga/dreapta, după cum se poate vedea în Fig.5.21.

În grupele musculare ale brațelor, bicepsii (Fig.5.22) și grupa flexorilor (Fig.5.23), nu am înregistrat diferențe așa de mari ca în cazul grupelor mușchilor dorsali.

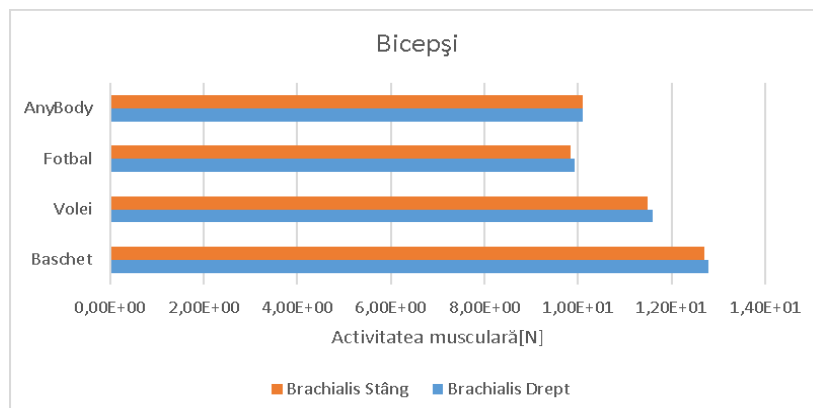


Fig.5.22 Valorile Fm pentru grupa bicepsilor.

O diferență clară este dată în funcție de greutate, mai mult decât în funcție de talia sportivilor în comparație cu modelul AnyBody.

Restul sportivilor înregistrează valori mai mari, legate de valorile antropometrice. O ușoară diferență stânga/dreapta se observă la sportivi în comparație cu modelul AnyBody care înregistrează valori identice. Aceleași rezultate se observă și în cazul flexorilor.

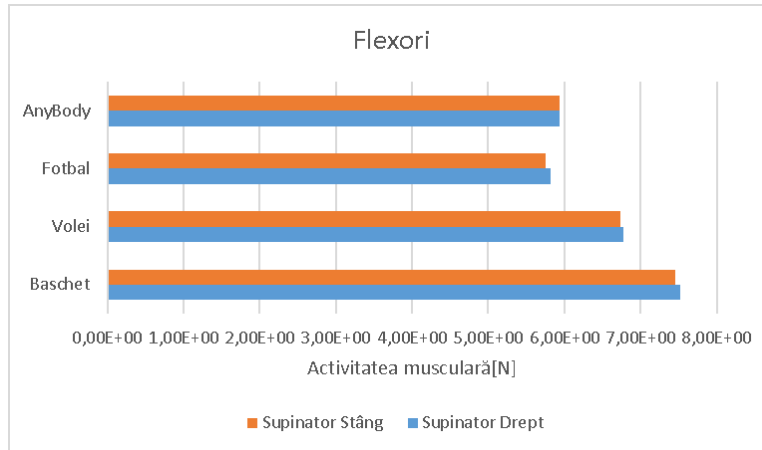


Fig.5.23 Valorile Fm pentru grupa flexorilor.

La grupele musculare de la nivelul picioarelor înregistrăm date diferite față de celelalte grupe menționate anterior. În cazul bicepsilor femurali (Fig.5.24) valorile sportivilor, exceptând cele ale baschetbalistului sunt sub valorile modelului AnyBody.

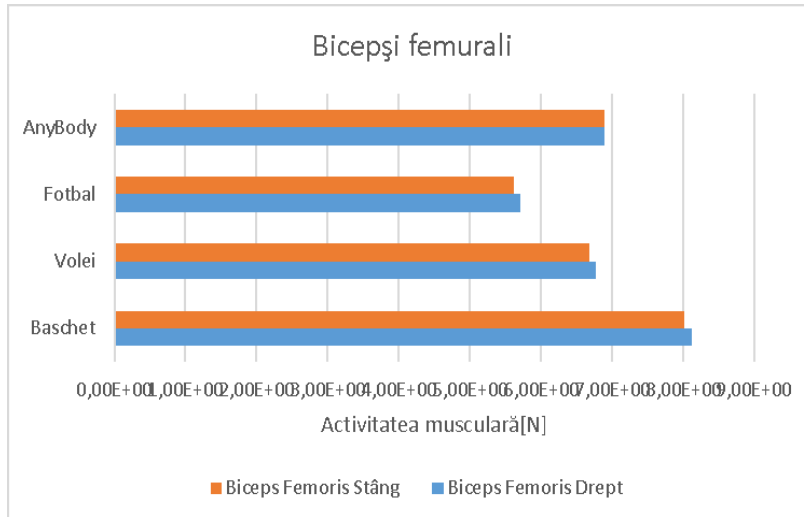


Fig.5.24 Valorile Fm pentru grupele bicepsilor femurali.

În cazul modelului AnyBody sunt valori egale stânga/dreapta iar în cazul tuturor sportivilor celor trei ramuri am obținut valori ușor mai crescute în grupa musculară din partea dreaptă a bicepsilor femurali.

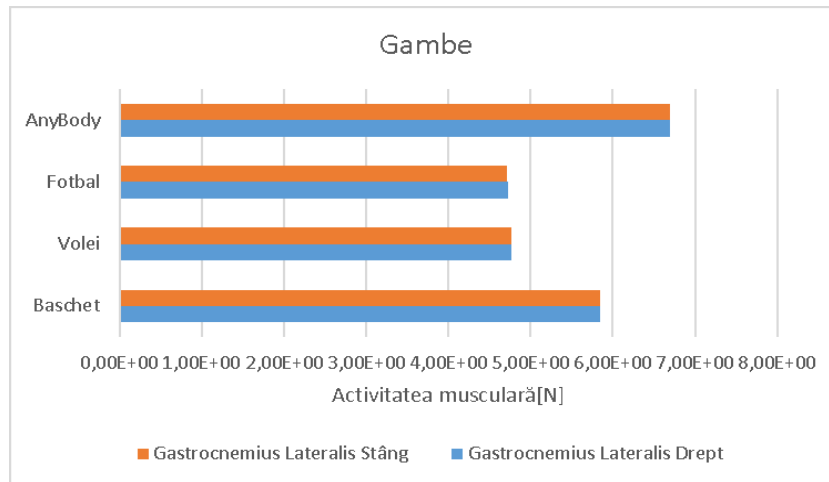


Fig.5.25 Valorile Fm pentru grupele gambelor.

Valorile înregistrate la nivelul gambelor (Fig.5.25) diferă din nou față de tendința celorlalte grupe analizate. Se observă diferențe foarte mici stânga/dreapta atât în cazul modelului AnyBody, fotbalistului și voleibalistului, iar la baschetbalist valorile sunt egale.

Că și mărime, toți sportivi, inclusiv baschetbalistul înregistrează valori semnificativ mai mici decât modelul AnyBody.

Cele mai interesante rezultate ale simulării le-am obținut la nivelul cvadricepsilor (Fig.5.26).

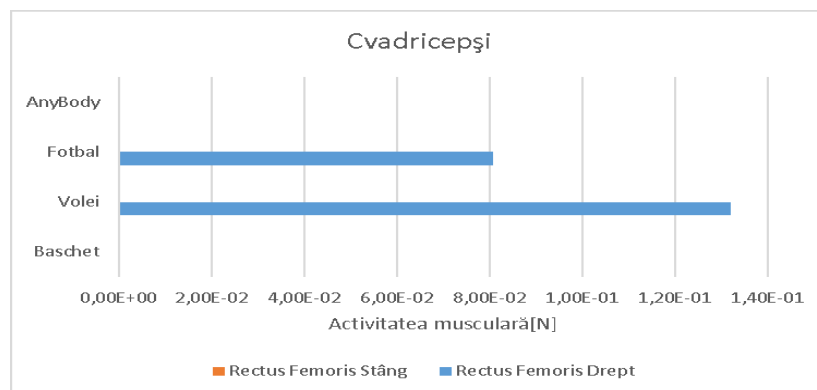


Fig.5.26 Valorile Fm pentru grupele cvadricepsilor.

Am înregistrat valori atât pentru piciorul stâng cât și pentru piciorul drept, pentru toți sportivii și pentru modelul AnyBody (Tabelul 5.4).

Dar în cazul jucătorilor de baschet și al modelului AnyBody, pe ambele picioare valorile sunt nesemnificative în comparație cu valorile obținute pentru picioarul drept al jucătorilor de fotbal și volei.

Acestea sunt extrem de consistente în comparație cu valorile de la piciorul stâng sau oricare dintre valorile baschetbalistului și modelului de referință. Ele sunt atât de mari încât restul valorilor nu sunt afișate graphic.

Conform teoriei catenelor musculare [15;18] în timpul ciclului de mers și pentru menținerea echilibrului postural distribuția încărcărilor parcurge un ciclu de la grupele musculare superioare din partea dreaptă a trunchiului spre cele din partea inferioară stânga și invers (Fig.5.27).

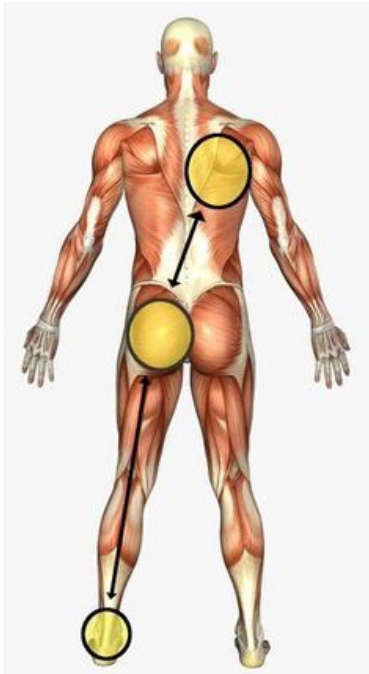


Fig.5.27 Catenelile musculare încrucișate

Rezultatele determinate în capitolul 4 și locația centrului de masă preponderent pe partea stânga a corpului în cazul tuturor ramurilor sportive (Cap.5.7), confirmă teoria mai sus menționată prin preponderența încărcării, la nivelul grupelor analizate cu softwarul AnyBody, pe partea stânga a sportivilor.

Acest fenomen apare cel mai evident la nivelul grupei musculare *quadratus lumborum* (Fig.5.19) unde ponderea încărcării modelului de referință este ușor mai mare pe partea stânga, pe când în cazul tuturor sportivilor înregistram o pondere și valori foarte mari pe partea dreaptă a acelei grupe musculare.

Astfel se observă că deviațiile posturale datorate practicării ramurilor sportive analizate sunt semnificative.

Rezultatele obținute prin modelare simulare cu softul AnyBody, respectiv rezultatele obținute prin prelevarea termografică nu corespund în totalitate deoarece modelarea s-a efectuat introducând media datelor antropometrice și posturale pe ramuri sportive, pe când rezultatele termografiei cele mai precise au fost doar pe primul subiect fotografiat în fiecare lot din motivele precizate în capitolul 4.4 pag. 84. (la tendințe viitoare trebuie efectuat un studiu mai aprofundat cu mai multe camere etc.)

6. CONCLUZII FINALE. CONTRIBUȚII PERSONALE. DIRECȚII VIITOARE DE CERCETARE

6.1. Concluzii finale

Adaptarea umană la postura bipedă a fost o consecință a nevoii de a parcurge distanțe mai mari în urma schimbărilor climatice survenite acum câteva milioane de ani. Postura este influențată de relația cu mediul înconjurător, alimentație, activitățile zilnice, activitățile ocupaționale s.a.m.d.

În cazul sportivilor de performanță toți acești factori sunt diferiți între diferite ramuri sportive, desigur alimentația este controlată în cazul tuturor sportivilor de performanță, însă marea diferență se regăsește în ceilalți factori: terenul/sală/infrastructura necesară practicării unei anumite ramuri sportive, *diferite proceduri sportive s.a.m.d., ce duc la dezvoltarea specifică a memoriei musculare și a organismului sportivilor.*

Practicarea sporturilor de performanță duce la suprasolicitări musculo-scheletale care de multe ori au consecințe patologice, motiv pentru care este foarte importantă studierea diferențelor posturale dintre diferite ramuri sportive.

Revizuirea literaturii de specialitate am găsit numeroase metode de determinare posturală unele fiind mai rudimentare pe când altele folosesc tehnologii de ultimă generație. Toate metodele de determinare posturală prezentau atât avantaje cât și dezavantaje, unele fiind invazive, altele fiind scumpe, pe când unele neinvazive, cum ar fi plăcile de forță necesită cuplarea cu alte metode pentru a avea acuratețe.

Teza și-a propus determinarea diferențelor posturale dintre sportivi de performanță cu proveniențe din diferite ramuri sportive: baschet, fotbal și volei. Aceasta s-a realizat prin mijloacele de determinare posturală noninvazive care sunt la dispoziție în Laboratorul de Ergoinginerie, urmărind: studiul antropometric al sportivilor, determinarea obiectivă a geometriei spatelui, determinarea posturală în poziție ortostatică, determinarea simetriilor/asimetriilor musculare survenite în urma activității sportive specifice ramurilor studiate; prin corelarea statistică a parametrilor specifici; prin analiza biomecanică a posturii cu software-ul "AnyBody".

Determinarea diferențelor posturale dintre ramurile sportive analizate a avut drept scop: monitorizarea activităților și performanțelor sportive, monitorizarea recuperării clinice a sportivilor accidentați, prevenția bolilor profesionale, eficientizarea selecției sportive.

Determinările au fost efectuate pe trei loturi sportive (12 baschetbaliști, 13 voleibaliști și 9 fotbaliști), ce reprezentau Timișoara în prima ligă națională.

Toți sportivii examinați erau apți fizic, având vizitele medicale la zi în momentul prelevării datelor.

Datorită lotului redus de fotbaliști am eliminat din subiecții celorlalte două sporturi aleator câțiva sportivi cât și pe unii ce erau formați pe anumite posturi specifice (pivoți în cazul baschetbaliștilor și libero în cazul voleibaliștilor), pentru a ajunge la un număr egal de subiecți și toți având **membrul îndemânatic pe partea dreaptă.**

Mijloacele experimentale de investigare posturală utilizate au fost: baropodometrul electronic (placă de forță) în urma căruia am obținut 29 de parametri pentru fiecare dintre cei 27 de sportivi analizați (783 valori), sistemul cu ultrasunete „Zebris” în urma căruia am obținut 23 de parametri pentru fiecare sportiv (621 valori) iar cu aparatul termografic FLIR B200 am prelevat capturi termografice pe sportivi după efectuarea antrenamentului specific ramurii sportive, fotografii termice de pe care am analizat 28 de arii musculare (din vedere frontală și posterioară) pentru fiecare dintre cei 27 de sportivi pentru care am analizat temperaturile medii (756 valori).

Pentru valorile celor 49 de parametri obținuți în urma determinării posturale ortostatice cu cele două aparate am efectuat un test pentru coeficientul de corelație Pearson (PCC) sau corelația bivariată statistică folosind software-ul SPSS de la IBM, pentru a determina care dintre parametrii celor două aparate de determinare posturală prezintă o corelare directă.

După ampla analiză statistică am selectat acei parametri ce s-au încadrat în valoarea **coeficientului Pearson >0,05** și i-am comparat grafic și statistic pe cele trei ramuri sportive.

Pentru valorile obținute în urma prelucrării fotografiilor termice am efectuat cu același software (SPSS) un test „T independent” pentru determinarea temperaturilor grupelor musculare.

Se observă că valorile medii ale:

- **parametrilor antropometrici** obținuți (Cap.4.1): **greutatea, înălțimea (talie), mărimea la pantofi, lungimea coloanei vertebrale și lungimea segmentului vertebral lombar**, înregistrează valori cu tendință crescătoare pornind de la fotbaliști spre baschetbaliști. Corelarea statistică liniară este pozitivă, exceptând **lungimea toracică** liniar negativă față de lungimea lombară;
- **rotația pelviană/umăr, oblicitatea pelviană și oblicitatea pelviană/umăr** (Cap.4.2) prezintă diferențe între cele trei sporturi, la fotbal și baschet înregistrându-se valori asemănătoare, iar voleiul are valori mai mici; **torsiunea pelviană** are valoarea cea mai mică la baschet și de peste două ori mai mare la fotbal; cea mai pronunțată corelare pozitivă s-a observat între **oblicitatea pelviană** cu cea **pelviană/umăr**;
- **diferențele de înălțime pelviană și de înălțime a umerilor** la subiecții de la volei și baschet înregistrează valori mai mari pe partea stângă; la fotbal valorile înregistrate au o pondere ușor dominantă pe partea stângă; **diferența de înălțime pelviană stânga** are corelare liniară pozitivă medie cu **rotația pelviană/umăr, deformarea scolioțică stânga, înclinarea laterală dreapta și unghiul sacral; diferența de înălțime pelviană dreapta** prezintă o corelare liniară pozitivă medie cu **oblicitatea pelviană/umăr** și cu **oblicitatea pelviană**, și o corelare foarte slabă cu **unghiul piciorului stâng; diferența de înălțime la nivelul umărului drept** are o corelare liniară negativă medie față de **oblicitatea pelviană** și umărul stâng pentru toate ramurile sportive;
- cele mai mici **distanțe medii ale omoplaților față de planul frontal** au fost înregistrate la volei cu valori mai mari pentru omoplatul drept; la fotbal și baschet distanțele medii au fost mai mari la omoplatul stâng; s-a observat o corelare directă liniar pozitivă puternică stânga/dreapta; pentru partea dreaptă s-au observat corelări slabe cu oblicitatea pelviană/umăr și cu oblicitatea pelviană; **diferențele medii ale distanțelor dintre omoplați** sunt din nou mai mici la volei și au o corelare liniar negativă medie cu

deformarea scoliotică dreapta; parametri legați de poziția omoplaților nu au nici o corelare cu talia sportivilor;

- **cifoza toracică** se încadrează în limitele normale la toate sporturile cu observația că la volei sunt la limita superioară; **lordoza lombară** este la limita normală inferioară pentru fotbal și baschet; voleibaliștii depășesc cu -3 grade intervalul valorilor normale, curbura având o ușoară tendință spre lordoză „plată”; **unghiului sacral** la baschetbaliști și voleibaliști se află în intervalul normal antropometric, la fotbaliști depășind intervalul cu aproape 4° spre „plat”; **cifoza toracică** este liniar pozitivă în corelare cu lungimile zonelor lombare și toracice, și liniar negativă față de lungimea totală a coloanei și de deformarea scoliotică dreapta; **lordoza lombară** față de unghiul sacral și **lungimea regiunii lombare** înregistrează valori liniar pozitive iar față de **lungimea coloanei** și **lungimea toracică**, valori negative; **cifoza** și **lordoza** au corelări cu lungimile zonelor aferente lor; **unghiul sacral** pare a fi corelat liniar negativ cu **lungimea coloanei**, liniar pozitiv cu **lordoza lombară** și nu are nici o corelare cu cifoza toracică; **unghiul sacral** este mai mare la fotbaliști, valoarea acestuia scăzând pe măsură ce mărimile antropometrice medii ale sportivilor cresc; toate valorile unghiulare ale coloanei vertebrale se corelează cu lungimea coloanei la toate ramurile sportive;
- **înclinarea totală a trunchiului** este spre partea frontală la toate ramurile sportive, voleiul înregistrând valoarea maximă și are o corelare slabă doar cu unghiul picioarelor; în cazul **înclinării laterale** avem valori medii mai mari pe partea stângă decât pe dreapta la toate loturile de sportivi, cele mai mici observându-se în cazul fotbaliștilor; aceasta prezintă corelări liniare pozitive cu **rotația pelviană/umăr** și o puternică corelare liniară pozitivă a **înclinării drepte** cu **diferența de înălțime pelviană stânga**;
- **deformarea scoliotică stânga/dreapta** este similară la fotbal și volei; la baschet ponderea este pe partea stângă cu o valoare semnificativ mai mare; **deformarea scoliotică dreapta** are o corelare medie, negativă, cu **cifoza toracică** la fel și față de **diferența distanței dintre omoplați**; **deformarea scoliotică stângă** prezintă o corelare pozitivă medie cu diferența înălțimii pelviene stânga și o slabă corelare cu **înclinarea laterală dreapta**;
- **suprafeța plantară** creștere în raport cu mărimile antropometrice, raportul fiind mai mare între baschet și volei decât între volei și fotbal (Cap.4.3);
- **presiunile maxime** nu au corelare cu **mărimile antropometrice**, cele mai mari fiind la baschet și volei ele având valori foarte apropiate; corelările **suprafeței plantare** sunt negativ medii cu **presiunile medii, maxime plantare** și cu **deformarea scoliotică dreapta**; comparativ cu **cifoza toracică** are o corelare slabă liniar pozitivă; **presiunea maximă** și **medie** se corelează slab cu **unghiul sacral** și **lungimea coloanei**, cu **lordoza lombară** corelându-se mediu negativ.
- **unghiul CoF** pentru toate cele trei ramuri sportive se încadrează pozitiv în intervalul normal de referință, neavând nici o corelare cu valorile unghiulare date de sistemul Zebris; **unghiul picioarelor** se corelează ușor negativ cu **diferența înălțimii umărului stâng** și **înclinarea totală a trunchiului** și prezintă o corelare liniar negativă cu unghiul piciorului drept și pozitivă cu **unghiul axelor piciorului stâng** și drept;
- **suprafețele** și **presiunile plantare** sunt distribuite cantitativ mai mult pe partea posterioară la toate cele trei sporturi; suprafețele au o pondere mai

mare pe dreapta la toate ramurile, iar presiunile valori mai mari la volei cât și o pondere pe partea stânga a suprafeței; **suprafața plantară frontală a piciorului drept** se corelează liniar negativ cu **deformarea scoliotică dreaptă**, cea posterioară se corelează liniar pozitiv cu **cifoza toracică**; **suprafețele totale ale piciorului stâng/drept** se corelează cu **lordoza lombară**, cea **stângă** înregistrând o valoare liniar negativă medie și cea **dreaptă** aceeași valoare însă pozitivă; aceeași corelare se observă și cu **unghiul sacral**; **presiunea plantară absolută, posterioară dreapta** se corelează cu **torsiunea pelviană** liniar pozitiv mediu; **presiunile plantare totale relative** se corelează cu torsiunea pelviană și **suprafața plantară** cu **lordoza lombară** și **unghiul sacral**;

- **unghiul piciorului** este considerabil mai mare la fotbalisti pentru ambele picioare față de celelalte două ramuri sportive; toate ramurile sportive au valori mai mari la piciorul dominant; **axa picioarelor** este mai mare în cazul tuturor sporturilor la piciorul dominant, în special la voleibaliști; **unghiul piciorului stâng** raportat la cel al piciorului **drept** are corelare directă pozitivă medie; tot **piciorul stâng** se corelează cu **torsiunea pelviană** și moderată cu **unghiul sacral**, ambele corelări fiind pozitive; **unghiul piciorului stâng și drept** se corelează cu **înălțimea taliei**, liniar negativ peste medie; **unghiul piciorului drept** mai are corelare pozitivă medie cu **lordoza lombară** și liniar negativă cu **presiunea plantară posterioară** și **unghiul axei piciorului drept**; pentru **unghiurile axelor picioarelor** la cel **stâng**, am găsit o corelare negativă puternică cu **suprafața lui frontală** și o corelare pozitivă medie cu **suprafața lui totală** și cu **oblicitatea pelviană /umăr**; la piciorul drept avem corelare liniar pozitivă medie cu **lungimea toracică** și corelări liniar negative medii cu **lungimea lombară** și **nivelul lordozei lombare**.

În urma analizei **asimetriei/simetriei** musculare prin termografie (cap.4.4), am constatat că la nivelul tuturor grupelor musculare analizate avem asimetriei musculare atât pe partea stângă cât și pe dreapta la toate sporturile. În cazul multor grupe am înregistrat și subiecți cu valori simetrice. Între ramurile sportive am înregistrat o pondere diferită la nivelul tuturor grupelor musculare, exceptând la grupa extensorilor unde toate ramurile au avut aceeași pondere stânga/dreapta și la nivelul gambelor unde cei de la volei cu cei de la baschet au prezentat o pondere identică predominantă pe partea stângă.

Ca pondere totală **fotbaliștii** au înregistrat asimetrie predominant spre partea **stângă**. **Voleiul** în schimb a înregistrat dominanță spre partea **dreaptă**. **Baschetbaliștii** au înregistrat **cea mai mare** asimetrie spre partea **stângă** dintre cele trei ramuri.

În cadrul analizelor biomecanice se observă că **centrul de masă** (Cap.5.7) la toți cei trei subiecți este pe partea stângă a corpului în plan sagital, acesta deplasându-se o dată cu creșterea taliei lor față de axă. Tot în strânsă legătură cu înălțimea, centrul de greutate urcă pe axa Y, această creștere neraportându-se direct la înălțimea sportivilor. Fotbaliștii au înregistrat un raport între înălțimea **centrului de greutate și înălțime** mai mic decât la celelalte sporturi.

Ponderea majoritară pe partea stângă a coordonatelor obținute în urma determinării centrului de masă a unui reprezentant de înălțime și greutate medie pentru fiecare ramură sportivă validează datele obținute în capitolele anterioare.

După efectuarea simulării dinamice inverse (Cap.5.8) se observă că la nivelul mușchiiului „quadratus lumborum” modelul de referință AnyBody are valori

similare stânga/dreapta, ușor mai mari pe partea stângă. Toți sportivii au înregistrat valori semnificativ mai mari pe partea stângă a grupei musculare, gradual mai mari de la fotbal spre baschet. Pentru grupa „multifidi” modelul are valori egale stânga/dreapta, sportivii având valori mai mari pe partea dreaptă din nou gradual mai mari de la fotbal spre baschet. Grupa „erector spinae” are aceleași tendințe ca grupa „multifidi” cu observația că toate sporturile înregistrează valori sub modelul de referință.

La nivelul grupelor brațelor, bicepsii și extensorii, au aceeași tendințe. Modelul de referință are valori similare stânga/dreapta, pe când toate sporturile au valori mai mari pe dreapta, acestea crescând gradual de la fotbal spre baschet. Similar grupelor brațelor se comportă și grupa bicepsilor femurali cu observația că în afară de baschet celelalte sporturi au valori sub modelul de referință.

Mușchii gambelor modelului de referință au înregistrat valori mai mari decât la toate sporturile, ușor mai mari pe partea dreaptă. Fotbalul și voleiul au valori tot ușor mai mari pe partea dreaptă pe când în cazul baschetului s-au înregistrat valori identice stânga/dreapta.

La cvadricepsii am înregistrat valori atât pentru piciorul stâng cât și pentru piciorul drept la toți sportivii și pentru modelul AnyBody. Însă în cazul jucătorilor de baschet și al modelului AnyBody, pe ambele picioare valorile sunt nesemnificative în comparație cu valorile obținute pentru piciorul drept al jucătorilor de fotbal și volei. Acestea sunt foarte mari în comparație cu valorile de la piciorului lor stâng sau oricare dintre picioarele baschetbalistului și modelului de referință, celelalte valori fiind extrem de mici.

Prin modelare/simulare s-a evidențiat *teoria catenelor musculare încrucișate* conform căreia în timpul ciclului de mers și pentru menținerea echilibrului postural distribuția încărcărilor parcurge un ciclu de la grupele musculare superioare din partea dreaptă a trunchiului spre cele din partea inferioară stânga și invers.

6.2. Contribuții personale

În conformitate cu obiectivele propuse, a cercetărilor efectuate și a rezultatelor obținute pe parcursul tezei de doctorat, autorul a adus următoarele contribuții personale la „Determinarea diferențelor posturale dintre diferite ramuri sportive”:

- prezentarea unei sinteze bibliografice ce tratează stadiul actual al cercetărilor cu privire la „Determinarea diferențelor posturale dintre diferite ramuri sportive” pe baza căreia s-au identificat principalele direcții de cercetare în domeniu, aplicațiile diverse, limitările existente și tendințele viitoare de cercetare;
- asocierea studiului postural pe ramuri sportive;
- utilizarea echilibrului postural în corelație cu ramurile sportive analizate;
- efortul de a mobiliza sportivi de performanță în vederea efectuării studiului propus;
- utilizarea în premieră națională a echipamentelor moderne și neinvazive în investigarea sportivilor de performanță: platforma baropodometrică DIASU SYSTEM, sistemul cu ultrasunete „Zebris” și termograful FLIR aflate în dotarea laboratorului de Ergoinginerie din cadrul departamentului de Mecatronică;

- realizarea, prelucrarea și interpretarea a 108 seturi de măsurări (4 rapoarte pentru fiecare sportiv) conținând 2160 seturi de valori (23 parametri Zebris; 29 parametri pentru examenul static și 28 valori termice pentru fiecare sportiv);
- evidențierea și validarea dezvoltării memoriei musculare prin practicarea diferitelor sporturi prin stabilirea diferențelor posturale;
- abordarea complexă a temei propuse prin evaluări experimentale, analitice, modelare și simulare pentru certificarea rezultatelor;
- analiza modelării biomecanice în studiul postural;
- determinarea maselor reduse și a poziției centrelor de greutate ale sportivilor și a coordonatelor acestora prin abordarea analitică în vederea și compararea acestora cu rezultatele experimentale obținute cu platforma baropodometrică;
- demonstrarea prin metoda termografică, a modificărilor posturale determinate cu platforma baropodometrică, sistemul zebris și modelarea/simularea cu software-ul AnyBody a datelor din literatura de specialitate care precizează empiric legătura între practicarea sportului și modificări posturale;
- evidențierea în premieră a corelării statistice dintre parametrii obținuți din prelevările făcute cu baropodometrul modular electronic și cu sistemul Zebris;
- evidențierea teoriei catenelor musculare încrucișate prin modelare/simulare cu software-ul AnyBody;
- experimentele au fost efectuate cu aparate de ultimă generație și prelucrate cu software-uri moderne, bazate pe prelucrarea matematică a datelor fizice, validând științific ceea ce literatura de specialitate semnala prin metode empirice;
- cercetările experimentale au dovedit legătura dintre practicarea sporturilor de performanță și modificarea posturală precum și diferențierea acestei modificări în funcție de sportul practicat.

6.3. Direcții viitoare de cercetare

Având în vedere complexitatea analizei influenței sportului asupra posturii umane, prezenta teză deschide numeroase direcții de cercetare și posibilități de valorificare a rezultatelor cum ar fi:

- extinderea metodelor de cercetare precum și a utilizării echipamentelor noninvasive la determinarea diferențelor posturale dintre o multitudine de ramuri sportive;
- utilizarea metodei de modelare cu software-ul AnyBody pentru evaluarea solicitărilor musculare pe ramuri sportive în vederea monitorizării activităților și performanțelor sportive, monitorizării recuperării clinice a sportivilor accidentați, prevenției bolilor profesionale și eficientizării selecției sportive;
- realizarea în continuare de studii statistice de amploare în vederea obținerii unor baze de date, pentru diverse sporturi, în vederea completării protocoalelor mai sus menționate pe baza metodelor prezentate în teză.

Bibliografie

1. Allum J.H., Carpenter, M.G., (2005) A speedy solution for balance and gait analysis: angular velocity measured at the centre of body mass, *Curr. Opin Neurol.* 18 (1), 15e21.
2. Alta, T.D., ș.a., (2012) The new 4-dimensional computed tomographic scanner allows dynamic visualization and measurement of normal acromioclavicular joint motion in an unloaded and loaded condition, *J Comput. Assist. Tomogr.* 36 (6), 749e754.
3. Amarandei M., (2013) Contribuții privind implementarea investiției termografice în cercetarea din domeniul tehnic și medical, Teză de doctorat. Universitatea Politehnica Timișoara.
4. Aoyagi Y., ș.a., (1997) Interactions of physical training and heat acclimation, *Sports Med*, 23(3): 173–210.
5. Argesanu V. **Farkas, A.Z.**, (2015) Highlighting the maxillofacial trauma influence on posture by FEA modeling simulation”, *IEEE 14th International Symposium on Intelligent Systems and Informatics (SISY)*, pag.129-133, Subotica, SERBIA.
6. Arpit M., (2012) Common Sports Injuries: Incidence and Average Charges, *NEISS Data Highlights*.
7. Barbosa L., ș.a., (2012) Evaluation of the masticatory muscles temperature by thermal imaging during mastication, *Thermology International*, 22(3), 125.
8. Barela J. A., ș.a., (2000) An examination of constraints affecting the intralimb coordination of hemiparetic gait, *Human Movement Science*, 19(2), 251-273.
9. Bellizzi, M., s.a., (2011) Electronic baropodometry in patients affected by ocular torticollis. *Strabismus* 19 (1), 21e25.
10. Berthonnaud E., ș.a., (2009) Classification of pelvic and spinal postural patterns in upright position. Specific cases of scoliotic patients, *Comput. Med. Imaging Graphics*, 33 (8), 634e643.
11. Bressel E., ș.a., (2007) Comparison of Static and Dynamic Balance in Female Collegiate Soccer, Basketball, and Gymnastics Athletes. *Journal of Athletic Training*, 42(1):42–46
12. Bricot B., (2008) *Total Postural Reprogramming*, Dux Lucis Books, Santa Monica.
13. Budescu E., Dănilă C., (2012) *Biomecanică, Îndrumar de lucrări applicative*, Universitatea Tehnică "Gh. Asachi" Iași.
14. Burroughs H. E., Hansen S., (2011) *Managing Indoor Air Quality*. Fairmont Press. pp. 149–151. Retrieved 25 December 2014.
15. Busquet L., (2002) *Le catene musculari, Vol.I,II,III,IV*, Marrapese Editore, Roma.
16. Busse G., (2001) Infrared and thermal testing: technique of infrared thermography, *Nondestructive Testing Handbook Series*, 3, 318-328.
17. Cargill S.C., ș.a., (2007) Three-dimensional lumbar spine postures measured by magnetic resonance imaging reconstruction, *Spine* 32 (11), 1242e1248.
18. Castle J., (2010) *Muscular Chain*. Excerpted from Page, Frank, and Lardner. *Assessment and Treatment of Muscle Imbalance: The Janda Approach*.
19. Chiung-Tzu L.T., (2016) The history of sports and physical education in China, Pages 326-337.

20. Chudecka M., (2015) The Use of Thermal Imaging in the Evaluation of the Symmetry of Muscle Activity in Various Types of Exercises (Symmetrical and Asymmetrical) *Journal of Human Kinetics* volume 49, 141-147 DOI: 10.1515/hukin-2015-0116, Section II- Exercise Physiology & Sports Medicine.
21. Ciccarelli A., ș.a., (2014) Morphology of spine and footprint in athletes from different sports: an integrate approach to evaluate posture, *Italian Journal of Anatomy and Embryology* Vol.119.
22. Ciupitu L., ș.a., (2009) Vision system for human body infrared thermography, *Annals of daaam for 2009&proceedings of the 20thinternational daaam symposium*, 20: 1545-1546.
23. Clark R.A., ș.a., (2012) Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control, *Gait Posture* 36 (3), 372e377.
24. Drillis R., ș.a., (1964) Body Segment Parameters A Survey of Measurement Techniques. *Artif Limbs*.8:44-66.
25. Duarte M., Freitas S.M., (2010) Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev. Bras. Fisioter.* 14 (3), 183e192.
26. Dutta T., (2012) Evaluation of the Kinect sensor for 3D kinematic measurement in the workplace, *Appl. Ergon.* 43 (4), 645e649.
27. Engsberg J.R., ș.a., (2008) Relationships between spinal landmarks and skin surface markers. *J. Appl. Biomech*, 24 (1), 94e97.
28. Estala A., ș.a., (2016) Thermal asymmetries in striking combatsports athletes measured by infrared thermography. *Sci sports*.
29. **Farkas A.Z.**, ș.a., (2017) New Methods and Means to Assist the Probation Officers During the Probationer Interview. *INTERNATIONAL CONFERENCE MULTIDISCIPLINARY PERSPECTIVES IN THE QUASI-COERCIVE TREATMENT OF OFFENDERS (SPECTO), 6TH EDITION*.
30. **Farkaș, A.Z.**, ș.a., (2016) Modeling, Simulation and Determination of the State of Tension and Deformation of the Driver's Spine", *International Journal of Biological Sciences and Applications*, Vol.3, Nr.1, Pages: 1-6.
31. Finch C.F., (2011) No longer lost in translation: the art and science of sports injury prevention implementation research, *Br J Sports Med.*, 45(16):1253-7.
32. Fortin C., ș.a., (2011) Clinical methods for quantifying body segment posture: a literature review, *Disabil. Rehabil*, 33 (5), 367e383.
33. Fortin D.J., ș.a., (1997). *The Biomechanical Principles of Preventing Weightlifting Injuries.. Physical Medicine and Rehabilitation.* 11. 697 - 716.
34. Godfrey A., s.a., (2008) Direct measurement of human movement by accelerometry, *Med. Eng. Phys.* 30 (10), 1364e1386.
35. Gorton G.E., (2012) Accuracy, reliability, and validity of a 3-dimensional scanner for assessing torso shape in idiopathic scoliosis, *Spine* 37 (11), 957e965.
36. Grabara M. (2012) Analysis of Body Posture Between Young Football Players and their Untrained Peers, *HUMAN MOVEMENT*, vol. 13 (2), 120-126.
37. Grabara M., (2015) Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes, *Biol Sport.* 32(1): 79-85.
38. Halson S.L., (2008) Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes, *Sports Med* (2014) 44 (Suppl 2):S139-S147.
39. Herry C. L., & Frize M., (2004) Quantitative assessment of pain-related thermal dysfunction through clinical digital infrared thermal imaging, *BioMedical Engineering OnLine*, 3(1), 19.
40. Hohn M., Mărușter, L., (1998), *Curs de statistică aplicată în științe sociale*, Vol. 1, Tipografia U. V. Timișoara, 101 pag.

41. Hohn M., ș.a., (1999), Curs de statistică aplicată în științe sociale, Vol. 2, Tipografia U. V. Timișoara, 140 pag.
42. Housh T.J., ș.a., (2018) Introduction to Exercise Science 5th Edition Routledge.
43. Hübscher M., ș.a., (2010) Neuromuscular training for sports injury prevention: a systematic review *Med Sci Sports Exerc.*,42(3):413-21.
44. Hunter D., (2006) The diseases of occupations, *Occupational Medicine*, Volume 56, Issue 8, Pag. 520.
45. Jennifer M., ș.a., (2005) Dynamic patterns of postural sway in ballet dancers and track athletes *Exp Brain Res.*163: 370–378 DOI 10.1007/s00221-004-2185-6
46. Jones B.F., (1998) A reappraisal of the use of infrared thermal image analysis in medicine. *IEEE Trans Med Imaging*, 17(6):1019-27.
47. Kaercher C.W., ș.a., (2011) Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain e a cross-sectional study, *BMC Women's Heal.* 11, 51.
48. Kielt M., (2014) The characteristic body posture of people practicing rock climbing Magdalena, *Med Sport* 18 (2): 72-77.
49. Kingma, H., ș.a., (2011) Stocktaking on the development of posturography for clinical use, *J. Vestib. Res.* 21 (3), 117e125.
50. Klaas R.W., (2017) Doubly labelled water assessment of energy expenditure: principle, practice, and promise, *Eur J Appl Physiol.* 117(7): 1277–1285.
51. Klossner D., (2013) *Sports Medicine Handbook*, THE NATIONAL COLLEGIATE ATHLETIC ASSOCIATION.
52. Krakauer J.W., Shadmehr R., (2006) Consolidation of motor memory, *Trends in Neurosciences*, 29: 58–64.
53. Kugler A., (1996) Muscular imbalance and shoulder pain in volleyball attackers, *British Journal of Sports Medicine (BJSM)* Volume 30, Issue 3.
54. Lafond D., ș.a., (2004) Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy, *Diab. Care* 27, 173e178.
55. Lajtai G., ș.a., (2009) The Shoulders of Professional Beach Volleyball Players High Prevalence of Infraspinatus Muscle Atrophy, *The American Journal of Sports Medicine.* Vol 37, Issue 7.
56. Lieberman, D.E., (2013) *The story of the human body: Evolution Health and Disease*, Vintage, ISBN 0307907414.
57. Lieberman, D.E., (2015) Is Exercise Really Medicine? An Evolutionary Perspective, *Curr Sports Med Rep.* 14(4):313-9.
58. Mafinski M., Cordeiro R.M., (2005) A influe^{nc}ia da palmilha termomoldada na postura corporal, Universidade Regional de Blumenau, Blumenau.
59. Massara G., s.a., (2008) *Ergonomia del sistema posturale " fabbrica" del terzo millennio*, Roma.
60. Mateaș M., **Farkaș A.Z.**, ș.a., (2016) Considerations about the use of stabilometry for the psychological evaluation, 5th International Conference on Multidisciplinary Perspectives in the Quasi-Coercive Treatment of Offenders (SPECTO) pag. 126-131 Timișoara, ROMANIA.
61. Mateaș, M., **Farkaș, A.Z.**, ș.a., (2016) About the use of stabilometry to evaluate social integration predictors, International Conference on Social Inclusion and Equal Opportunities (SIEO), pag. 155-162, Timișoara, ROMANIA.
62. Mazzocchi M., s.a., (2014) A study of postural changes after abdominal rectus plication abdominoplasty, *Hernia*, 18(4):473-80.

63. Mechelen W., (1997) Sports injury surveillance systems. 'One size fits all?', *Sports Med.* 24(3):164-8.
64. Meeuwisse W.H., Love E.J., (1997) Athletic injury reporting. Development of universal systems, *Sports Med.* 24:184-204.
65. Menezes L.T., ș.a., (2012) Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position, *Fisioter. Mov.* 25 (3), 583e594.
66. Menz H.B., Morris M.E., (2006) Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people, *Gait Posture* 24, 229e236.
67. Missaoui B., ș.a., (2008) Posture and equilibrium in orthopedic and rheumatologic diseases, *Neurophysiol Clin*, 38 (6), 447e457.
68. Mokdad A.H., ș.a., (2004) Correction: Actual Causes of Death in the United States 2000, *JAMA*, 291(10):1238-45.
69. Monèm J., (2018) *The Science of Gymnastics Advanced Concepts*, 2nd Edition Routledge.
70. Mrozkowiak M., (2014) Control and correction of horse rider's body posture, *Central European Journal of Sport Sciences and Medicine* Vol. 6, 21-33.
71. Myers, T., 2006. Acture! Posture in action, *Massage Bodywork Magazine* October/November.
72. Neves E.,B., ș.a., (2014) Changes in Skin Temperature During Muscular Work: a Pilot Study *Pan Am J Med Thermol* 1(1): 11-15
73. Ozkaya N., Nordin M., (2001) *Fundamentals of Biomechanics, Equilibrium, Motion and Deformation* Second Edition Springer ISBN 0-387-98283-3.
74. Payton C.J., Burden A., (2017) *Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise* The British Association of Sport and Exercise Sciences Guide, 2nd Edition.
75. Pazos, V., ș.a., (2005) Accuracy assessment of human trunk surface 3D reconstructions from an optical digitising system, *Med. Biol. Eng. Comput.* 43 (1), 11e15.
76. Price T.D., (2003) The role of phenotypic plasticity in driving genetic evolution, *Proc Biol Sci.* 270(1523), 1433-1440.
77. Radu C. (2007) Determinarea forțelor de reacțiune din articulația gleznei în condiții dinamice. *Annals of Oradea University. Fascicle of Management and Technological Engineering.*
78. Roobottom C.A., ș.a., (2010) Radiation-reduction strategies in cardiac computed tomographic angiography, *Clin. Radiol.* 65 (11), 859e867.
79. Rosa´rio J.L.P., ș.a., (2012) Improving posture: comparing segmental stretch and muscular chains therapy, *Clin. Chiropractic*, 15 (3e4), 121e128.
80. Rosario J.L., (2014) Biomechanical assessment of human posture: A literature review, *J Bodyw Mov Ther.*18(3):368-73.
81. Saffer M., ș.a., (2008) Coherence analysis of muscle activity during quiet stance, *Exp. Brain Res.* 185 (2), 215e226.
82. Sawacha, Z., ș.a., (2012) Biomechanical assessment of balance and posture in subjects with ankylosing spondylitis, *J. Neuroeng. Rehabil.* 9, 63.
83. Schacter D., (2001) *Forgotten Ideas, Neglected Pioneers: Richard Semon and the Story of Memory*, ISBN 1-84169-052-X.
84. Shapiro L., ș.a., (2012) Advances in Musculoskeletal MRI – Technical Considerations. *J Magn Reson Imaging*, 36(4): 775-787. doi: 10.1002/jmri.23629.

85. Simjanovic M., (2009) The use and perceived effectiveness of recovery modalities and monitoring techniques in elite, *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol.12, Pag. 22.
86. Smorawinski J., Grucza R., (1994) Effect of endurance training on thermoregulatory reactions to dynamic exercise in men, *Biol Sport*, 11(3): 143-79.
87. Steffen J.S., (2010) 3D postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *Eur. Spine J.* 19, 760e767.
88. Steffen R., (2018) Biomechanical assessment of dynamic balance: Specificity of different balance tests, *Human Movement Science* 58:140-147.
89. Stratul S. I., ș.a., (2010) Thermographical methods in highlighting the tendinitis in dentistry 2010 *Annals of DAAAM & Proceedings*.
90. Suzuki, H., ș.a., (2010) Clapsed position for measurement of sagittal spinal alignment, *Eur. Spine J.* 19, 782e786.
91. Taian M.M., ș.a., (2006) Postural balance in rowing athletes* *Rev Bras Med Esporte* _ Vol. 12, N°3.
92. Takács M., ș.a., (2013) The new processing of the results of examinations made with zebris win-spine spine-measuring method and its validation. *Biomechanica Hungarica VI. évfolyam, 1. Szám.*
93. Talpoș-Niculescu C., (2012) Metode moderne de investigare a leziunilor musculo-scheletale la medicii dentiști, Teză de doctorat. Universitatea de Medicină și Farmacie „Victor Babeș” Timișoara.
94. Tanda G., (2015) The use of infrared thermography to detect the skin temperature response to physical activity DIME, *Journal of Physics: Conference Series* 655 012062
95. Tao, W., s.a., Gait analysis using wearable sensors, *Sensors (Basel)*. 2012; 12(2): 2255-2283.
96. Thornton L.J., ș.a., (2004) Physical and psychosocial stress exposures in US dental schools, *Appl Ergon.* 35(2):153-7.
97. Torii M., (1992) Fall in skin temperature of exercising man. *Br J Sports Med*, 26(1): 29-32.
98. Twist C., Highton J., (2013) Monitoring fatigue and recovery in rugby league players, *Int J Sports Physiol Perform*, 8:467-74.
99. Vianna D.L., Greve J.M.D., (2006) Relația între a mobilitate do tornozelo e pe e a magnitude da forca vertical de reacão do solo, *Rev. Bras. Fisioter* 10 (3), 339e345.
100. Villa F., (2006) Performance e postura nella scherma. *Rev Bras Med Esporte* Vol. 12, N° 3.
101. Watson A.W., (1995) Sports injuries in footballers related to defects of posture and body mechanics, *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(4):289-294.
102. Watson A.W., (2001) Sports injuries related to flexibility, posture, acceleration, clinical defects, and previous injury, in high-level players of body contact sports, *Int J Sports Med*.22(3):222-5.
103. Wong W.Y., ș.a., (2007) Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthet. Orthot. Int.* 31 (1), 62e75.
104. Zammit G.V., ș.a., (2010) Reliability of the TekScan MatScan(R) system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults, *J. Foot Ankle Res.* 3 (11).

105. Zazulak B., (2008) Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention, J Am Acad Orthop Surg.
106. ***Budescu E., Biomecanică generală IASI – 2013.
107. ***G. & C. Merriam Co., (1967) Webster's Third New International Dictionary of the English Language, Unabridged, Springfield, ISBN 10: 0877791031.
108. ***MILLETRIX SOFTWARE© Intelligent Software Application for Digitalized Biometry Version 2.0 Diagnostic Support s.r.l.
109. ***Ordin nr. 1144 din 15 septembrie 2004 privind înființarea Centrului Național de Supraveghere și Control al Bolilor Transmisibile, publicat în M.Of. nr. 856 din data: 09/20/2004.
110. ***Report of a Joint FAO/WHO/UNU Expert Consultation, Human energy requirements: Principles and Definitions, Food and Agriculture Organization of the United Nations. 2004. Retrieved 2009-10-15.
111. ***The AnyBody™ Modeling System, AnyBody™ Tutorials Version 4.2.0, May 2010 Copyright © 2010 AnyBody™ Technology A/S.
112. ***WinSpine 2.x for Windows Operating Instructions Determination of posture, spinal column shape and mobility with a pointer Zebris Medical GmbH WinSpine Text Release: 10/2009.
113. ***Youth Sports Injuries Statistics Posted on June 4, 2015 by JetFuel Tech, INC.
114. http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste_vypocet_en.php accesat dec 2016.
115. http://pacomeleon.re/wordpress/?page_id=642 accesat dec 2016.
116. <http://www.talkorigins.org/faqs/sauropods/sauropods-elephants.html#limsec> accesat dec 2016.
117. <https://human.biodigital.com/signin.html> accesat dec 2016.
118. <https://www.instrumart.com/products/24887/flir-b200-infrared-thermal-imaging-camera> accesat dec 2016. accesat dec 2016.

Anexe

Anexa 1 (Zebris)

Baschetbaliști	Lungime coloană(mm)	Lungime toracică(mm)	Lungime lombară(mm)	Torsiune pelviană(°)	Oblicitate pelviană(°)
B1	637,00	462,00	128,00	2,60	0,20
B2	595,00	475,00	89,00	6,40	5,30
B3	692,00	488,00	150,00	4,30	3,30
B4	669,00	526,00	105,00	3,50	0,80
B5	636,00	539,00	72,00	7,80	12,40
B6	595,00	426,00	125,00	4,40	2,20
B7	600,00	436,00	121,00	1,10	4,60
B8	666,00	497,00	125,00	2,10	2,40
B9	614,00	496,00	87,00	2,30	4,80
Media	633,78	482,78	111,33	3,83	4,00

Voleibaliști	Lungime coloană(mm)	Lungime toracică(mm)	Lungime lombară(mm)	Torsiune pelviană(°)	Oblicitate pelviană(°)
V1	575,00	464,00	82,00	5,30	2,20
V2	561,00	385,00	130,00	5,30	2,10
V3	615,00	496,00	88,00	3,50	4,40
V4	595,00	570,00	18,00	0,30	0,20
V5	655,00	456,00	147,00	9,80	4,70
V6	644,00	507,00	101,00	8,20	2,10
V7	607,00	496,00	82,00	8,10	0,80
V8	649,00	537,00	83,00	7,10	4,00
V9	639,00	484,00	115,00	1,70	0,90
Media	615,56	488,33	94,00	5,48	2,38

Footballiști	Lungime coloană(mm)	Lungime toracică(mm)	Lungime lombară(mm)	Torsiune pelviană(°)	Oblicitate pelviană(°)
F1	612,00	512,00	69,00	17,30	1,50
F2	571,00	472,00	73,00	3,50	2,50
F3	611,00	536,00	55,00	6,60	0,70
F4	563,00	477,00	63,00	2,00	3,40
F5	655,00	548,00	97,00	17,90	10,40
F6	638,00	534,00	77,00	0,90	0,90
F7	547,00	469,00	57,00	9,40	3,10
F8	587,00	462,00	92,00	9,30	4,20
F9	558,00	456,00	75,00	7,60	0,50
Media	593,56	496,22	73,11	8,28	3,02

Oblicitate pelviană / umăr (°)	Distanță omoplat drept(mm)	Distanță omoplat stâng(mm)	Diferența distanță omoplații(mm)	Cifoză toracică(°)
1,60	76,00	94,00	17,00	38,30
4,00	83,00	75,00	7,00	49,40
0,10	90,00	85,00	4,00	48,80
0,40	79,00	77,00	1,00	45,20
10,40	100,00	78,00	21,00	63,10
3,50	99,00	97,00	2,00	0,00
1,30	60,00	63,00	3,00	44,20
1,30	43,00	58,00	14,00	33,30
5,30	81,00	92,00	11,00	30,20
3,10	79,00	79,89	8,89	39,17

Oblicitate pelviană / umăr (°)	Distanță omoplat drept(mm)	Distanță omoplat stâng(mm)	Diferența distanță omoplații(mm)	Cifoză toracică(°)
1,10	84,00	88,00	3,00	29,90
3,10	56,00	45,00	10,00	40,60
0,60	64,00	57,00	6,00	39,40
0,60	49,00	66,00	16,00	23,10
5,10	78,00	70,00	8,00	60,30
0,10	72,00	62,00	10,00	43,60
1,00	55,00	53,00	1,00	43,80
3,10	41,00	47,00	5,00	32,10
0,60	75,00	78,00	2,00	63,40
1,70	63,78	62,89	6,78	41,80

Oblicitate pelviană / umăr (°)	Distanță omoplat drept(mm)	Distanță omoplat stâng(mm)	Diferența distanță omoplații(mm)	Cifoză toracică(°)
1,30	61,00	63,00	1,00	33,80
0,10	76,00	58,00	17,00	37,40
3,30	46,00	51,00	5,00	18,50
0,50	56,00	50,00	6,00	52,10
10,90	86,00	94,00	8,00	26,70
1,10	78,00	80,00	2,00	25,30
3,60	83,00	71,00	11,00	43,10
4,20	62,00	76,00	13,00	51,50
2,30	66,00	77,00	10,00	46,00
3,03	68,22	68,89	8,11	37,16

Lordoză lombara(°)	Înclinarea totală a trunchiului(°)	Unghiul sacral(°)	Diferența de înălțime pelviană(mm)	Diferența de înălțime pelviană(mm)
27,60	4,60	16,50	Drept	Stang
32,80	10,60	37,00	0,00	1,1
24,20	4,10	9,80	0,00	25,1
17,30	9,00	10,70	0,00	17,40
25,90	8,80	17,50	0,00	4,50
15,90	11,50	5,30	0,00	74,10
32,20	8,00	29,10	0,00	10,90
18,10	5,80	7,50	13,10	23,90
9,50	8,50	15,10	23,30	0,00
22,61	7,88	16,50	4,04	18,69
Lordoză lombara(°)	Înclinarea totală a trunchiului(°)	Unghiul sacral(°)	Diferența de înălțime pelviană(mm)	Diferența de înălțime pelviană(mm)
15,40	5,70	14,50	Drept	Stang
31,60	10,10	27,50	0,00	10,10
11,50	13,70	14,70	0,00	10,10
0,00	1,70	10,60	1,00	21,70
21,50	11,40	20,50	0,00	0,00
26,30	7,20	20,70	0,00	23,40
19,50	6,60	16,70	0,00	11,90
6,10	8,70	13,80	0,00	4,30
20,90	9,90	15,70	0,00	22,20
16,98	8,22	17,19	0,66	11,52
Lordoză lombara(°)	Înclinarea totală a trunchiului(°)	Unghiul sacral(°)	Diferența de înălțime pelviană(mm)	Diferența de înălțime pelviană(mm)
22,40	6,60	20,80	Drept	Stang
30,10	4,40	24,90	0,00	7,20
4,10	8,70	16,00	0,00	11,30
20,30	10,10	23,20	3,50	0,00
19,00	8,90	35,80	0,00	16,40
22,20	4,80	27,60	47,50	0,00
15,00	11,40	24,60	4,90	0,00
27,30	7,80	14,40	0,00	14,70
29,90	6,30	26,30	0,00	18,60
21,14	7,67	23,73	1,90	0,00
			6,42	7,58
Diferența de înălțime umerilor(mm)	Diferența de înălțime umerilor(mm)	Înclinarea laterală(°)	Înclinarea laterală(°)	Deformarea scolioțică(°)
Drept	Stang	Drept	Stang	Drept
9,60	0,00	0,00	2,9	0,00
0,00	8,90	0,70	0,00	0,00
0,00	26,40	2,60	0,00	0,00
0,00	9,10	0,00	1,30	0,00
0,00	15,00	0,00	0,80	0,00
9,20	0,00	0,00	4,00	14,60
0,00	23,40	0,30	0,00	0,00
7,80	0,00	0,20	0,00	0,00
0,00	3,70	0,00	0,60	0,00
2,13	9,70	0,39	0,84	1,62
Diferența de înălțime umerilor(mm)	Diferența de înălțime umerilor(mm)	Înclinarea laterală(°)	Înclinarea laterală(°)	Deformarea scolioțică(°)
Drept	Stang	Drept	Stang	Drept
0,00	8,20	0,00	1,70	11,80
6,90	0,00	0,00	0,20	0,00
0,00	25,30	0,00	0,30	6,70
5,40	0,00	0,00	0,70	0,00
2,40	0,00	0,00	0,10	0,00
0,00	16,20	0,00	0,20	0,00
1,20	0,00	0,00	1,30	8,10
0,00	6,90	2,30	0,00	0,00
2,50	0,00	0,10	0,00	0,00
2,04	6,29	0,27	0,50	2,96
Diferența de înălțime umerilor(mm)	Diferența de înălțime umerilor(mm)	Înclinarea laterală(°)	Înclinarea laterală(°)	Deformarea scolioțică(°)
Drept	Stang	Drept	Stang	Drept
0,00	1,10	0,00	1,20	10,40
0,00	16,00	1,60	0,00	0,00
0,00	17,60	0,00	0,60	0,00
0,00	19,50	0,00	0,80	0,00
0,00	3,10	0,00	0,10	0,00
12,60	0,00	0,00	1,50	9,50
3,50	0,00	0,00	0,70	0,00
0,00	0,20	0,90	0,00	0,00
16,90	0,00	1,20	0,00	7,80
3,67	6,39	0,41	0,54	3,08

Deformarea scoliotică(*)		Alete date					
Stang	Rotatia pelvină / umăr(*)	Talie(cm)	Greutate(kg)	Vârsta(Ani)	Mărima picior(EU Standard)	Experiență	
0,00	4,0	192,00	76,00	16,00	47,00	6	
15,20	2,8	197,00	80,00	25,00	44,00	15	
0,00	12,20	206,00	100,00	23,00	49,00	13	
0,00	1,10	220,00	135,00	31,00	52,00	21	
2,70	5,60	205,00	105,00	32,00	46,00	22	
0,00	2,00	195,00	85,00	28,00	47,00	18	
0,00	1,60	186,00	76,00	16,00	46,00	16	
0,00	0,90	203,00	100,00	22,00	46,00	22	
11,60	1,70	199,00	91,00	17,00	48,00	7	
3,28	3,59	200,56	94,22	23,33	47,22	15,55555556	
Deformarea scoliotică(*)		Alete date					
Stang	Rotatia pelvină / umăr(*)	Talie(cm)	Greutate(kg)	Vârsta(Ani)	Mărima picior(EU Standard)	Experiență	
0,00	3,80	184,00	62,00	20,00	42,00	10	
10,10	3,00	189,00	74,00	19,00	44,00	9	
0,00	1,50	200,00	81,00	17,00	48,00	7	
0,00	1,10	189,00	85,00	24,00	44,00	14	
0,00	8,10	194,00	91,00	35,00	46,00	25	
14,50	2,20	185,00	90,00	23,00	44,00	13	
0,00	0,60	186,00	100,00	28,00	46,00	18	
0,00	4,80	196,00	90,00	21,00	46,00	11	
0,00	2,80	191,00	88,00	20,00	46,00	10	
2,73	3,10	190,44	84,67	23,00	45,11	13	
Deformarea scoliotică(*)		Alete date					
Stang	Rotatia pelvină / umăr(*)	Talie(cm)	Greutate(kg)	Vârsta(Ani)	Mărima picior(EU Standard)	Experiență	
0,00	2,60	182,00	71,00	32,00	42,00	12	
14,10	8,20	182,00	76,00	28,00	42,00	18	
10,30	3,00	183,00	76,00	21,00	42,00	11	
0,00	3,70	174,00	74,00	19,00	42,00	9	
0,00	2,40	180,00	70,00	24,00	41,00	14	
0,00	1,30	187,00	78,00	31,00	44,00	21	
0,00	4,40	181,00	72,00	21,00	42,00	11	
0,00	1,70	173,00	65,00	27,00	40,00	17	
0,00	6,30	173,00	70,00	26,00	39,00	16	
2,71	3,73	179,44	72,44	25,44	41,56	14,33333333	

Anexa 2 (Baropodometru)

Baschetbaliști	Suprafață plantară (cm ²)	Presiune Maximă(g/cm ²)	Presiune Medie(g/cm ²)	Unghiul picioarelor(*)	Unghiul CoF(*)
B1	174,00	1073,80	436,80	43,20	8,10
B2	125,25	1302,90	638,70	44,00	2,50
B3	164,00	1416,60	609,80	33,30	-4,10
B4	207,25	1433,40	651,40	42,20	-7,00
B5	188,50	1207,70	557,00	51,30	-2,10
B6	134,75	1481,00	630,00	49,70	2,70
B7	197,00	978,30	385,80	34,80	1,50
B8	175,75	1165,20	569,00	49,10	2,50
B9	125,00	1707,30	728,00	41,10	9,20
Medii	165,72	1307,36	578,50	43,19	1,48
Voleibaliști	Suprafață plantară (cm ²)	Presiune Maximă(g/cm ²)	Presiune Medie(g/cm ²)	Unghiul picioarelor(*)	Unghiul CoF(*)
V1	134,25	1051,40	461,80	37,60	5,60
V2	148,75	1338,30	497,50	44,00	-3,00
V3	132,50	1671,80	679,20	40,00	4,00
V4	135,25	1473,80	598,90	114,60	0,20
V5	167,25	987,50	514,20	55,10	-1,60
V6	163,00	1428,90	558,30	44,30	8,40
V7	202,75	960,00	443,90	53,80	1,30
V8	140,25	1648,50	713,00	54,70	0,90
V9	176,50	1169,90	498,60	48,50	-4,70
Medii	155,61	1303,34	551,71	54,73	1,23
Footballiști	Suprafață plantară (cm ²)	Presiune Maximă(g/cm ²)	Presiune Medie(g/cm ²)	Unghiul picioarelor(*)	Unghiul CoF(*)
F1	121,75	1461,30	583,20	47,00	-0,70
F2	152,00	1173,20	590,00	44,50	-4,80
F3	158,25	1278,80	480,30	44,20	-0,40
F4	165,25	985,00	447,80	36,80	6,40
F5	178,50	865,40	392,20	53,10	-6,10
F6	146,75	1111,30	531,50	52,50	-3,70
F7	160,00	975,00	450,00	40,10	-6,20
F8	181,00	777,80	359,10	46,30	7,60
F9	109,00	1204,60	642,20	44,20	7,90
Medii	152,50	1092,49	487,37	45,41	0,00

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Încarcatura picior stâng(kg)	Încarcatura picior drept(kg)
37,70	21,80
34,40	29,30
34,90	29,20
29,50	30,20
47,20	31,10
39,40	22,70
35,00	33,20
43,60	36,60
39,40	26,40
37,90	28,94

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Raport greutate picior stâng(%)	Raport greutate picior drept(%)
65,80	51,00
64,00	63,60
62,10	66,70
57,10	62,50
79,40	76,60
64,90	57,90
67,40	69,00
84,90	75,20
70,90	59,40
68,50	64,66

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Încarcatura picior stâng(kg)	Încarcatura picior drept(kg)
41,50	32,50
37,70	33,20
41,50	20,70
33,90	24,90
41,00	41,70
41,20	26,20
45,50	34,00
42,40	29,50
40,70	36,80
40,60	31,06

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Raport greutate picior stâng(%)	Raport greutate picior drept(%)
73,00	75,30
68,00	73,50
64,70	57,60
58,10	59,60
83,30	82,20
72,10	61,10
79,70	79,30
74,00	69,10
74,40	81,20
72,01	70,99

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Încarcatura picior stâng(kg)	Încarcatura picior drept(kg)
39,90	38,30
35,20	30,80
46,10	27,50
38,00	21,00
29,80	37,40
44,30	31,30
25,60	39,20
39,80	31,00
31,00	25,70
36,63	31,36

Distribuția presiunii pe partea posterioară
a piciorului

Raport greutate picior stâng(%)	Raport greutate picior drept(%)
76,70	79,80
62,50	70,40
71,20	77,90
65,60	50,10
63,90	70,00
74,30	77,50
57,50	70,60
76,10	65,00
58,90	54,20
67,41	68,39

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Suprafață picior stâng(%)	Suprafață picior drept(%)
52,00	48,00
48,90	51,10
54,90	45,10
53,10	46,90
56,50	43,50
57,10	42,90
49,60	50,40
48,40	51,60
49,80	50,20
52,26	47,74

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Încarcatura picior stâng(%)	Încarcatura picior drept(%)
57,40	42,60
53,80	46,20
56,20	43,80
51,70	48,30
59,40	40,60
60,70	39,30
52,00	48,00
51,30	48,70
55,50	44,50
55,33	44,67

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Suprafață picior stâng(%)	Suprafață picior drept(%)
58,70	41,30
52,10	47,90
56,40	43,60
55,30	44,70
49,80	50,20
52,30	47,70
54,30	45,70
56,00	44,00
54,10	45,90
54,33	45,67

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Încarcatura picior stâng(%)	Încarcatura picior drept(%)
56,90	43,10
54,80	45,20
64,10	35,90
58,30	41,70
49,20	50,80
57,10	42,90
57,10	42,90
57,20	42,80
54,70	45,30
56,60	43,40

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Suprafață picior stâng(%)	Suprafață picior drept(%)
50,10	49,90
53,00	47,00
59,40	40,60
54,50	45,50
48,50	51,50
55,70	44,30
46,70	53,30
48,10	51,90
50,20	49,80
51,80	48,20

Distribuția presiunii totale a picioarelor

Încarcatura picior stâng(%)	Încarcatura picior drept(%)
52,00	48,00
56,30	43,70
64,70	35,30
58,00	42,00
46,60	53,40
59,70	40,30
44,50	55,50
52,30	47,70
52,50	47,50
54,07	45,93

Unghiul piciorului stâng(°)	Unghiul piciorului drept(°)	Unghiul axei piciorului stâng(°)	Unghiul axei piciorului drept(°)
9,20	17,70	19,80	23,30
5,80	10,80	18,20	25,50
9,00	9,90	15,10	18,20
6,80	9,00	17,10	25,10
3,90	2,90	25,40	25,90
8,40	8,80	23,20	26,50
12,30	16,70	15,60	19,20
5,40	7,50	26,30	22,80
5,70	8,40	22,90	18,30
7,39	10,19	20,40	22,76
Unghiul piciorului stâng(°)	Unghiul piciorului drept(°)	Unghiul axei piciorului stâng(°)	Unghiul axei piciorului drept(°)
9,50	10,10	20,90	16,70
12,10	9,70	22,30	21,70
7,20	18,10	13,70	26,30
13,30	0,00	24,60	90,00
6,40	7,20	29,00	26,10
12,80	20,30	22,90	21,50
5,90	8,00	28,00	25,80
4,80	3,90	27,60	27,10
6,90	2,20	24,40	24,10
8,77	8,83	23,71	31,03
Unghiul piciorului stâng(°)	Unghiul piciorului drept(°)	Unghiul axei piciorului stâng(°)	Unghiul axei piciorului drept(°)
15,40	14,80	21,80	25,20
15,50	14,10	22,50	22,00
8,70	13,70	20,10	24,10
17,70	18,60	17,70	19,10
23,90	20,50	27,90	25,20
7,70	12,60	28,20	24,20
11,20	13,60	18,30	21,80
10,00	15,00	26,30	20,00
16,90	22,20	21,00	23,20
14,11	16,12	22,64	22,76

Anexa 3 (Termograf)

Baschetbaliști	Pectoral dreapta	Pectoral stânga	Diferența	Deltoid dreapta
B1	33,70	33,20	0,50	34,90
B2	29,80	29,20	0,60	30,80
B3	32,50	32,50	0,00	31,90
B4	31,70	31,50	0,20	32,40
B5	33,10	33,40	-0,30	34,10
B6	34,70	34,60	0,10	34,70
B7	33,60	33,60	0,00	35,00
B8	34,90	35,10	-0,20	34,60
B9	33,10	33,20	-0,10	34,40
Media	33,01	32,92	0,09	34,53
Baschetbaliști	Trapez stâng	Trapez drept	Diferența	Deltoid stâng posterior
B1	34,40	34,60	-0,20	34,00
B2	30,50	29,70	0,80	30,60
B3	32,20	32,30	-0,10	31,00
B4	32,30	32,30	0,00	31,10
B5	35,00	34,90	0,10	34,90
B6	34,90	34,90	0,00	33,40
B7	35,20	35,50	-0,30	34,10
B8	35,40	35,60	-0,20	33,90
B9	34,40	34,70	-0,30	33,70
Media	33,81	33,83	-0,02	32,97
Voleibaliști	Pectoral dreapta	Pectoral stânga	Diferența	Deltoid dreapta
V1	34,80	34,80	0,00	35,20
V2	36,70	36,50	0,20	36,70
V3	34,20	33,80	0,40	34,90
V4	34,10	34,10	0,00	34,30
V5	36,10	36,10	0,00	35,90
V6	31,50	31,80	-0,30	31,90
V7	34,90	34,90	0,00	34,90
V8	35,40	35,00	0,40	36,10
V9	34,50	34,30	0,20	35,30
Media	34,69	34,59	0,10	35,02
Voleibaliști	Trapez stâng	Trapez drept	Diferența	Deltoid stâng posterior
V1	35,00	34,90	0,10	34,70
V2	36,10	36,00	0,10	35,50
V3	34,90	34,90	0,00	34,80
V4	35,00	35,00	0,00	34,80
V5	36,70	36,50	0,20	36,70
V6	33,00	32,90	0,10	32,40
V7	35,40	35,60	-0,20	34,70
V8	35,60	35,70	-0,10	33,90
V9	34,60	34,70	-0,10	34,50
Media	35,14	35,13	0,01	34,67

Footballiști	Pectoral dreapta	Pectoral stânga	Diferența	Deltoid dreapta
F1	32,50	33,30	-0,80	33,30
F2	33,70	33,40	0,30	34,60
F3	35,80	35,80	0,00	35,70
F4	36,10	36,20	-0,10	36,00
F5	34,30	34,40	-0,10	34,60
F6	35,20	35,40	-0,20	35,00
F7	34,50	34,50	0,00	34,80
F8	32,40	32,40	0,00	32,30
F9	34,00	34,10	-0,10	34,20
Media	34,28	34,39	-0,11	34,50

Footballiști	Trapez stâng	Trapez drept	Diferența	Deltoid stâng posterior
F1	34,50	35,00	-0,50	35,10
F2	32,70	32,60	0,10	32,00
F3	36,20	36,50	-0,30	35,10
F4	37,50	37,40	0,10	36,40
F5	34,80	34,80	0,00	33,60
F6	36,40	36,40	0,00	35,20
F7	34,20	34,40	-0,20	33,90
F8	32,40	32,60	-0,20	32,00
F9	34,40	34,10	0,30	33,40
Media	34,79	34,87	-0,08	34,08

Deltoid stânga F	Diferența	Biceps dreapta	Biceps stânga	Diferența
34,60	0,30	35,00	35,10	-0,10
31,30	-0,50	30,70	31,30	-0,60
32,00	-0,10	31,70	31,60	0,10
32,40	0,00	32,10	32,20	-0,10
34,80	-0,70	33,30	34,80	-1,50
34,90	-0,20	33,30	33,70	-0,40
34,20	0,80	34,00	34,20	-0,20
34,50	0,10	35,30	34,90	0,40
34,20	0,20	35,50	35,10	0,40
33,66	-0,01	33,43	33,66	-0,22

Deltoid drept posterior	Diferența	Triceps stâng	Triceps drept	Diferența
34,40	-0,40	32,20	34,40	-2,20
30,10	0,50	29,80	30,50	-0,70
31,40	-0,40	32,40	31,90	0,50
29,80	1,30	29,30	30,30	-1,00
34,10	0,80	32,20	33,20	-1,00
33,80	-0,40	30,60	31,50	-0,90
34,80	-0,70	32,60	33,10	-0,50
35,20	-1,30	32,90	34,20	-1,30
33,30	0,40	30,30	31,90	-1,60
32,99	-0,02	31,37	32,33	-0,97

Deltoid stânga F	Diferența	Biceps dreapta	Biceps stânga	Diferența
34,60	0,60	34,00	34,10	-0,10
35,40	1,30	36,30	36,90	-0,60
34,00	0,90	34,90	34,40	0,50
34,40	-0,10	35,20	34,40	0,80
34,80	1,10	35,10	35,20	-0,10
31,80	0,10	31,50	31,40	0,10
34,90	0,00	34,80	34,40	0,40
35,60	0,50	34,70	35,40	-0,70
33,40	1,90	35,50	35,20	0,30
34,32	0,70	34,67	34,60	0,07

Deltoid drept posterior	Diferența	Triceps stâng	Triceps drept	Diferența
34,80	-0,10	33,30	33,50	-0,20
35,00	0,50	34,10	34,20	-0,10
34,10	0,70	33,10	32,40	0,70
34,40	0,40	33,80	33,70	0,10
36,20	0,50	34,50	34,80	-0,30
32,40	0,00	31,10	31,10	0,00
34,30	0,40	34,10	33,20	0,90
32,40	1,50	34,50	33,30	1,20
34,50	0,00	34,50	34,40	0,10
34,23	0,43	33,67	33,40	0,27

Deltoid stânga F	Diferența	Biceps dreapta	Biceps stânga	Diferența
33,40	-0,10	31,50	32,60	-1,10
32,70	1,90	33,90	34,00	-0,10
35,50	0,20	35,30	35,70	-0,40
35,70	0,30	35,40	35,40	0,00
33,70	0,90	33,80	34,60	-0,80
34,40	0,60	34,50	35,40	-0,90
35,20	-0,40	34,40	34,40	0,00
32,10	0,20	32,20	32,00	0,20
33,60	0,60	33,40	33,80	-0,40
34,03	0,47	33,82	34,21	-0,39
Deltoid drept posterior	Diferența	Triceps stâng	Triceps drept	Diferența
36,20	-1,10	30,80	31,80	-1,00
32,30	-0,30	34,20	33,40	0,80
35,00	0,10	32,60	33,10	-0,50
34,80	1,60	34,00	34,30	-0,30
33,60	0,00	31,70	31,50	0,20
35,40	-0,20	34,00	33,50	0,50
34,30	-0,40	32,10	31,90	0,20
32,00	0,00	31,40	31,60	-0,20
32,00	1,40	32,50	32,00	0,50
33,96	0,12	32,59	32,57	0,02
Extensori dreapta	Extensori stânga	Diferența	Abdomen dreapta	Abdomen stânga
35,20	34,30	0,90	33,70	32,80
29,90	30,40	-0,50	29,80	29,10
30,90	30,60	0,30	32,50	32,70
29,90	30,10	-0,20	30,50	30,40
30,00	32,30	-2,30	31,30	31,70
32,10	32,50	-0,40	33,70	33,50
33,90	35,20	-1,30	32,70	31,80
36,10	35,70	0,40	35,70	35,50
34,90	34,80	0,10	34,20	33,80
32,54	32,88	-0,33	32,68	32,37
Flexor stâng	Flexor drept	Diferența	Dorsal stâng	Dorsal drept
32,30	33,80	-1,50	33,40	34,10
29,90	29,60	0,30	30,40	29,60
31,00	31,80	-0,80	32,20	31,90
29,60	30,50	-0,90	31,30	30,80
30,50	31,50	-1,00	34,10	34,20
31,00	32,00	-1,00	34,10	34,50
34,30	34,40	-0,10	34,40	34,90
35,00	34,80	0,20	34,90	35,70
32,10	34,10	-2,00	34,20	34,80
31,74	32,50	-0,76	33,22	33,39
Extensori dreapta	Extensori stânga	Diferența	Abdomen dreapta	Abdomen stânga
31,20	31,80	-0,60	33,90	33,90
36,00	35,90	0,10	36,80	36,40
33,00	33,70	-0,70	34,30	33,90
31,90	31,00	0,90	34,30	34,10
33,20	33,80	-0,60	37,20	37,00
29,60	30,40	-0,80	31,40	31,70
32,70	33,00	-0,30	35,10	35,00
33,30	32,60	0,70	35,30	35,20
34,90	34,40	0,50	32,50	32,20
32,87	32,96	-0,09	34,53	34,38
Flexor stâng	Flexor drept	Diferența	Dorsal stâng	Dorsal drept
32,50	32,70	-0,20	34,40	34,40
35,30	35,10	0,20	35,60	35,50
33,80	33,70	0,10	34,90	34,90
33,00	32,60	0,40	33,80	34,10
34,20	33,70	0,50	35,60	35,80
31,20	30,90	0,30	32,40	32,90
33,30	33,30	0,00	34,70	34,80
35,10	34,50	0,60	35,70	35,70
34,50	34,50	0,00	33,60	33,80
33,66	33,44	0,21	34,52	34,66

Extensori dreapta	Extensori stânga	Diferența	Abdomen dreapta	Abdomen stânga
31,70	31,40	0,30	33,40	32,90
32,60	32,40	0,20	33,10	33,20
32,70	32,90	-0,20	34,70	34,80
32,50	33,10	-0,60	35,50	35,40
32,40	32,90	-0,50	34,00	34,10
31,30	33,30	-2,00	33,70	33,50
33,90	33,20	0,70	34,10	34,00
31,70	31,40	0,30	32,60	32,60
31,70	32,60	-0,90	34,10	34,30
32,28	32,58	-0,30	33,91	33,87
Flexor stâng	Flexor drept	Diferența	Dorsal stâng	Dorsal drept
31,60	31,30	0,30	33,10	33,50
33,30	33,60	-0,30	32,20	31,90
31,00	31,10	-0,10	35,10	35,00
32,30	32,50	-0,20	36,60	36,80
32,50	31,80	0,70	33,40	33,10
31,80	31,50	0,30	35,30	35,30
32,00	32,30	-0,30	33,30	33,80
30,60	31,30	-0,70	32,20	32,30
32,70	33,20	-0,50	34,20	33,90
31,98	32,07	-0,09	33,93	33,96
Diferența	Cvadriceps drept	Cvadriceps stâng	Diferența	Tibie dreaptă
0,90	33,60	34,30	-0,70	32,50
0,70	29,90	30,20	-0,30	28,10
-0,20	31,20	31,00	0,20	31,70
0,10	31,90	32,00	-0,10	31,40
-0,40	32,50	32,60	-0,10	30,60
0,20	33,00	32,70	0,30	31,40
0,90	34,10	33,60	0,50	32,60
0,20	35,40	35,60	-0,20	33,20
0,40	32,90	33,60	-0,70	33,20
0,31	32,72	32,84	-0,12	31,63
Diferența	Biceps femural stâng	Biceps femural drept	Diferența	Gamba stângă
-0,70	34,50	34,70	-0,20	33,70
0,80	30,40	30,30	0,10	29,60
0,30	30,90	31,10	-0,20	31,90
0,50	32,90	33,00	-0,10	32,10
-0,10	32,90	32,80	0,10	31,30
-0,40	31,90	32,60	-0,70	30,60
-0,50	33,10	33,10	0,00	32,50
-0,80	35,40	35,50	-0,10	35,20
-0,60	33,70	33,60	0,10	32,90
-0,17	32,86	32,97	-0,11	32,20
Diferența	Cvadriceps drept	Cvadriceps stâng	Diferența	Tibie dreaptă
0,00	33,50	34,00	-0,50	32,10
0,40	35,80	35,90	-0,10	33,90
0,40	34,10	33,90	0,20	32,80
0,20	33,10	33,10	0,00	33,30
0,20	34,70	34,40	0,30	33,70
-0,30	32,00	32,10	-0,10	31,00
0,10	33,00	32,80	0,20	33,00
0,10	32,90	33,70	-0,80	32,80
0,30	32,90	32,70	0,20	33,20
0,16	33,56	33,62	-0,07	32,87
Diferența	Biceps femural stâng	Biceps femural drept	Diferența	Gamba stânga
0,00	34,70	34,30	0,40	33,30
0,10	34,20	34,00	0,20	34,00
0,00	33,40	33,20	0,20	34,10
-0,30	32,20	32,20	0,00	32,70
-0,20	34,60	34,80	-0,20	34,80
-0,50	32,50	31,90	0,60	32,30
-0,10	33,20	33,60	-0,40	33,50
0,00	32,40	31,90	0,50	32,70
-0,20	32,10	32,50	-0,40	32,80
-0,13	33,26	33,16	0,10	33,36

Diferența	Cvadriceps drept	Cvadriceps stâng	Diferența	Tibie dreaptă
0,50	32,60	32,40	0,20	31,20
-0,10	33,60	34,10	-0,50	31,40
-0,10	33,80	34,40	-0,60	32,20
0,10	35,10	34,40	0,70	31,70
-0,10	34,20	35,20	-1,00	31,90
0,20	34,10	34,10	0,00	32,30
0,10	34,50	34,50	0,00	33,30
0,00	34,50	34,60	-0,10	31,90
-0,20	33,00	33,40	-0,40	32,90
0,04	33,93	34,12	-0,19	32,09
Diferența	Biceps femural stâng	Biceps femural drept	Diferența	Gamba stângă
-0,40	33,40	33,40	0,00	32,80
0,30	33,30	32,80	0,50	33,40
0,10	33,40	33,70	-0,30	33,80
-0,20	35,00	35,40	-0,40	33,10
0,30	34,40	34,20	0,20	33,80
0,00	35,20	35,10	0,10	33,70
-0,50	34,80	34,80	0,00	33,60
-0,10	35,20	35,50	-0,30	33,90
0,30	32,60	32,40	0,20	32,10
-0,02	34,14	34,14	0,00	33,36
Tibie stânga	Diferența	Gamba dreaptă	Diferența	
33,40	-0,90	33,40	-0,10	
28,60	-0,50	34,50	-0,50	
32,30	-0,60	34,30	-0,20	
31,40	0,00	32,70	0,00	
31,20	-0,60	34,90	-0,10	
32,10	-0,70	32,40	-0,10	
32,70	-0,10	33,60	-0,10	
33,60	-0,40	32,60	0,10	
33,40	-0,20	33,10	-0,30	
32,08	-0,44	33,50	-0,14	
Gamba dreaptă	Diferența	Tibie stânga	Diferența	
34,10	-0,40	31,50	-0,30	
30,10	-0,50	31,80	-0,40	
32,10	-0,20	32,90	-0,70	
32,00	0,10	33,10	-1,40	
31,50	-0,20	32,70	-0,80	
31,00	-0,40	32,10	0,20	
32,70	-0,20	33,60	-0,30	
35,40	-0,20	31,90	0,00	
32,90	0,00	32,80	0,10	
32,42	-0,22	32,49	-0,40	
Tibie stânga	Diferența	Gamba dreaptă	Diferența	
32,50	-0,40	32,80	0,00	
33,90	0,00	33,30	0,10	
33,30	-0,50	33,60	0,20	
33,00	0,30	33,70	-0,60	
33,30	0,40	33,70	0,10	
31,10	-0,10	34,10	-0,40	
33,10	-0,10	34,00	-0,40	
32,40	0,40	34,70	-0,80	
32,80	0,40	32,60	-0,50	
32,82	0,04	33,61	-0,26	

Anexa 4 (AnyBody)

```
#include "..\..\Body\AAUHuman\Scaling\ScalingStandard.any"
```

```
#include "..\BodyModels\Include\BodyParameters.any"
```

```
// Overall body parameters
AnyFolder BodyParameters = {
```

```

AnyVar BodyMass = 75; // Pentru baschetbalist am folosit 94.22, pentru voleibalist
am folosit 84.67, respectiv 72.44 pentru fotbalist
AnyVar Density = 1000;
AnyVar BMI = BodyMass/(1.80^2); //Body Mass Index
//AnyVar FatPercent = 15;
AnyVar FatPercent = (-0.09 + 0.0149*BMI - 0.00009*BMI^2)*100; //Estimation
from Frankenfield et al. (2001) valid for men
}; //Bodyparameters

```

AnyMan.any is the file in which you can modify the mass and size parameters.

```
#include "..\..\..\Body\AAUHuman\Scaling\AnyFamily\AnyMan.any"
```

```
// File of anthropometric data
// In this file you have to enter the length of each segment individually

```

```

AnyVar BMI = AnthroData.Body_Mass/(AnthroData.body_height^2);
AnyVar FatPercent = (-0.09 + 0.0149*BMI - 0.00009*BMI^2)*100; //Estimation
from Frankenfield et al. (2001) valid for men

```

```

AnyFolder AnthroData = {
AnyVar Body_Mass = 75; // Pentru baschetbalist am folosit 94.22, pentru
voleibalist am folosit 84.67, respectiv 72.44 pentru fotbalist
AnyVar body_height = 175 /100; // Pentru baschetbalist am folosit 200.56, pentru
voleibalist am folosit 190.44, respectiv 179.44 pentru fotbalist

```

```
//Segment masses in kg from Winter ("Biomechanics and motor control of human
movement." David A. Winter)
```

```

AnyVar lumbar = 0.139*Body_Mass; // T12-L1 to L5-Sacrum
AnyVar thorax = 0.1894*Body_Mass; // C7-T1 to T12-L1 (modified from 0.216
winter to separate scapula)

```

```

AnyVar pelvis = 0.142*Body_Mass;
AnyVar clavicle_r = 0.0133*Body_Mass;
AnyVar upper_arm_r = 0.028*Body_Mass;
AnyVar lower_arm_r = 0.016*Body_Mass;
AnyVar hand_r = 0.006*Body_Mass;
AnyVar clavicle_l = 0.0133*Body_Mass;
AnyVar upper_arm_l = 0.028*Body_Mass;
AnyVar lower_arm_l = 0.016*Body_Mass;
AnyVar hand_l = 0.006*Body_Mass;
AnyVar head = 0.081*Body_Mass; // head and cervical
AnyVar thigh_r = 0.1*Body_Mass;
AnyVar lower_leg_r = 0.0465*Body_Mass;
AnyVar foot_r = 0.0145*Body_Mass;
AnyVar ball_r = 0.000;
AnyVar thigh_l = 0.1*Body_Mass;
AnyVar lower_leg_l = 0.0465*Body_Mass;
AnyVar foot_l = 0.0145*Body_Mass;
AnyVar ball_l = 0.000;

```

```
// Those two folders are used by the TD leg
AnyFolder Right = {

```

```

AnyVar thigh = 0.1*.Body_Mass;
AnyVar lower_leg = 0.0465*.Body_Mass;
AnyVar talus = 0.00020*.Body_Mass;
AnyVar foot = 0.0145*.Body_Mass;
AnyVar ball = 0.000;
};
AnyFolder Left={
AnyVar thigh = 0.1*.Body_Mass;
AnyVar lower_leg = 0.0465*.Body_Mass;
AnyVar talus = 0.020*.Body_Mass;
AnyVar foot = 0.0145*.Body_Mass;
AnyVar ball = 0.000;
};

/* AnyVar TotalMass=
pelvis +
lumbar +
thorax +
clavicle_r +
upper_arm_r +
lower_arm_r +
hand_r +
clavicle_l +
upper_arm_l+
lower_arm_l+
hand_l +
head +
thigh_r +
lower_leg_r +
foot_r +
ball_r +
thigh_l+
lower_leg_l+
foot_l+
ball_l;
*/

};

AnyFolder AnthroSegmentLengths = {
AnyVar ThighLength = 0.45579;
AnyVar ShankLength = 0.46;
AnyVar FootLength = 0.200771;
AnyVar PelvisWidth = 0.16; //distance between hip joints
AnyVar HeadHeight = 0.14; //height in neutral position from C1HatNode to top of
head
AnyVar TrunkHeight = 0.620233; //height in neautral position from C1HatNode to
L5SacrumJnt
AnyVar UpperArmLength = 0.340079;
AnyVar LowerArmLength =0.2690167;

```

```
AnyVar HandLength = 0.182;
AnyVar HandBreadth = 0.085;

// Those two folders are used by the TD leg
AnyFolder Right = {
  AnyVar ThighLength = 0.4098364;
  AnyVar ShankLength = 0.4073689;
  AnyVar FootLength = 0.2571425;
  AnyVar TalusLength = 0.03808687;

  //AnyFolder Talus = {
  //AnyVar Length =
  vnorm(...BodyModel.Right.Leg.Seg.Talus.SubTalarJointStandard-
  ....BodyModel.Right.Leg.Seg.Talus.AnkleJointStandard,2);
  //};
  //AnyFolder Foot = {
  // AnyVar Length =
  vnorm(...BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot.SubTalarJointStandard-
  ....BodyModel.Right.Leg.Seg.Foot.ToeJointStandard,2);
  //};
  //AnyFolder Shank = {
  // AnyVar Length =
  vnorm(...BodyModel.Right.Leg.Seg.Shank.KneeJointStandard-
  ....BodyModel.Right.Leg.Seg.Shank.AnkleJointStandard,2);
  //};
  //AnyFolder Thigh = {
  // AnyVar Length =
  vnorm(...BodyModel.Right.Leg.Seg.Thigh.KneeJointStandard-
  ....BodyModel.Right.Leg.Seg.Thigh.HipJointStandard,2);
  //};
};

AnyFolder Left = {
  AnyVar ThighLength = .Right.ThighLength;
  AnyVar ShankLength = .Right.ShankLength;
  AnyVar FootLength = .Right.FootLength;
  AnyVar TalusLength = .Right.TalusLength;
};

};
AnyBodyStudy Study = {
  AnyFolder &Model = .Model;

  tEnd = 1.0;
  Gravity = {0.0, -9.81, 0.0};
  nStep = 1;

}; // End of study

AnyFolder Mannequin = {
```



```
AnyFolder Posture = {
  //This controls the position of the pelvi wrt. to the global reference frame
  AnyVar PelvisPosX=0.046;
  AnyVar PelvisPosY=1.16;
  AnyVar PelvisPosZ=0;

  //This controls the rotation of the pelvis wrt. to the global reference frame
  AnyVar PelvisRotX=0;
  AnyVar PelvisRotY=0;
  AnyVar PelvisRotZ=0; // Pentru baschetbalist am folosit 1.48, pentru voleibalist
am folosit 1.23, respectiv 0.69 pentru fotbalist

  // These variables control the rotation of the thorax wrt the
  // pelvis
  AnyVar PelvisThoraxExtension=0;
  AnyVar PelvisThoraxLateralBending=0;
  AnyVar PelvisThoraxRotation=0; // Pentru baschetbalist am folosit 3.59, pentru
voleibalist am folosit 3.1, respectiv 3.73 pentru fotbalist

  AnyVar NeckExtension=0;

  AnyFolder Right = {
    //Arm
    AnyVar SternoClavicularProtraction=-23; //This value is not used for initial
position
    AnyVar SternoClavicularElevation=11.5; //This value is not used for initial
position
    AnyVar SternoClavicularAxialRotation=-20; //This value is not used for initial
position

    AnyVar GlenohumeralFlexion =-0;
    AnyVar GlenohumeralAbduction = 10;
    AnyVar GlenohumeralExternalRotation = 0;

    AnyVar ElbowFlexion = 0.01;
    AnyVar ElbowPronation = 10.0;

    AnyVar WristFlexion =0;
    AnyVar WristAbduction =0;

    //Leg
    AnyVar HipFlexion = 0.0;
    AnyVar HipAbduction = 5.0;
    AnyVar HipExternalRotation = 0.0;

    AnyVar KneeFlexion = 0.0;

    AnyVar AnklePlantarFlexion =0.0;
    AnyVar AnkleEversion =0.0;
```

```
AnyVar SubTalarEversion =0; // Pentru baschetbalist am folosit 21.595, pentru  
voleibalist am folosit 27.36, respectiv 22.705 pentru fotbalist
```

```
};
```

```
AnyFolder Left = {
```

```
//all values are set to be equal to the right side values
```

```
//feel free to change this!
```

```
//Arm
```

```
AnyVar SternoClavicularProtraction=.Right.SternoClavicularProtraction;
```

```
AnyVar SternoClavicularElevation=.Right.SternoClavicularElevation;
```

```
AnyVar SternoClavicularAxialRotation=.Right.SternoClavicularAxialRotation;
```

```
AnyVar GlenohumeralFlexion = .Right.GlenohumeralFlexion ;
```

```
AnyVar GlenohumeralAbduction = .Right.GlenohumeralAbduction ;
```

```
AnyVar GlenohumeralExternalRotation = .Right.GlenohumeralExternalRotation ;
```

```
AnyVar ElbowFlexion = .Right.ElbowFlexion;
```

```
AnyVar ElbowPronation = .Right.ElbowPronation;
```

```
AnyVar WristFlexion = .Right.WristFlexion;
```

```
AnyVar WristAbduction = .Right.WristAbduction;
```

```
//Leg
```

```
AnyVar HipFlexion =.Right.HipFlexion;
```

```
AnyVar HipAbduction =.Right.HipAbduction;
```

```
AnyVar HipExternalRotation = .Right.HipExternalRotation;
```

```
AnyVar KneeFlexion = .Right.KneeFlexion;
```

```
AnyVar AnklePlantarFlexion = .Right.AnklePlantarFlexion ;
```

```
AnyVar AnkleEversion =.Right.AnkleEversion;
```

```
AnyVar SubTalarEversion = .Right.SubTalarEversion;
```

```
};
```

```
};
```

```
AnyFolder PostureVel={
```

```
//This controls the position of the pelvi wrt. to the global reference frame
```

```
AnyVar PelvisPosX=0;
```

```
AnyVar PelvisPosY=0;
```

```
AnyVar PelvisPosZ=0;
```

```
//This controls the rotation of the pelvis wrt. to the global reference frame
```

```
AnyVar PelvisRotX=0;
```

```
AnyVar PelvisRotY=0;
```

```
AnyVar PelvisRotZ=0;
```

```
// These variables control the rotation of the thorax wrt the
```

```
// pelvis
```

```
AnyVar PelvisThoraxExtension=0;
```

```
AnyVar PelvisThoraxLateralBending=0;
```

```
AnyVar PelvisThoraxRotation=0;
```

```
AnyVar NeckExtension=0;

AnyFolder Right = {
  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction=0; //This value is not used for initial
position
  AnyVar SternoClavicularElevation=0; //This value is not used for initial
position
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=0; //This value is not used for initial
position

  AnyVar GlenohumeralFlexion =0;
  AnyVar GlenohumeralAbduction = 0;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation = 0;

  AnyVar ElbowFlexion = 0.0;
  AnyVar ElbowPronation = 0.0;

  AnyVar WristFlexion =0;
  AnyVar WristAbduction =0;

  //Leg
  AnyVar HipFlexion = 0.0;
  AnyVar HipAbduction = 0.0;
  AnyVar HipExternalRotation = 0.0;

  AnyVar KneeFlexion = 0.0;

  AnyVar AnklePlantarFlexion =0.0;
  AnyVar AnkleEversion =0.0;

  AnyVar SubTalarEversion = 0;
};

AnyFolder Left = {
  //all values are set to be equal to the right side values
  //feel free to change this!

  //Arm
  AnyVar SternoClavicularProtraction=.Right.SternoClavicularProtraction;
  AnyVar SternoClavicularElevation=.Right.SternoClavicularElevation;
  AnyVar SternoClavicularAxialRotation=.Right.SternoClavicularAxialRotation;

  AnyVar GlenohumeralFlexion = .Right.GlenohumeralFlexion ;
  AnyVar GlenohumeralAbduction =.Right.GlenohumeralAbduction ;
  AnyVar GlenohumeralExternalRotation =.Right.GlenohumeralExternalRotation ;

  AnyVar ElbowFlexion = .Right.ElbowFlexion;
  AnyVar ElbowPronation = .Right.ElbowPronation;
  AnyVar WristFlexion =.Right.WristFlexion;
  AnyVar WristAbduction =.Right.WristAbduction;
```

```
//Leg
AnyVar HipFlexion = .Right.HipFlexion;
AnyVar HipAbduction = .Right.HipAbduction;
AnyVar HipExternalRotation = .Right.HipExternalRotation;
AnyVar KneeFlexion = .Right.KneeFlexion;
AnyVar AnklePlantarFlexion = .Right.AnklePlantarFlexion ;
AnyVar AnkleEversion = .Right.AnkleEversion;

AnyVar SubTalarEversion = .Right.SubTalarEversion;
};
};

AnyFolder Load = {
AnyVec3 TopVertebra = {0.000, 0.000, 0.000};

AnyFolder Right = {
AnyVec3 Shoulder = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Elbow = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Hand = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Hip = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Knee = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Ankle = {0.000, 1000.000, 0.000};
};
AnyFolder Left = {
AnyVec3 Shoulder = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Elbow = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Hand = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Hip = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Knee = {0.000, 0.000, 0.000};
AnyVec3 Ankle = {0.000, 1000.000, 0.000};
};
}; // Loads
};
```