



ATLEȚII CU HANDICAP LOCOMOTOR ȘI PERFORMANȚA

Mihai Alexandru SZABO

DISABLED ATHLETES AND PERFORMANCE

The technological advances in carbon fiber prosthetics, allows individuals with lower extremity amputation to once again practice sports for their personal fitness or as a professional athlete. With the use of flex-foot, amputee athletes can now compete at almost at the same level as able-bodied ones, and can even challenge them for titles. An increased understanding of the spring-like leg function and stiffness is expected to aid in prosthetic design, and what the use of composite materials like carbon fiber the assumption of functional inferiority may no longer be valid.

Keywords: orthopedic prosthesis, carbon fiber, solicitation, disabled athlete, flexes -foot

Cuvinte cheie: proteză ortopedică, fibra de carbon, solicitare, atlet cu dizabilitati, flex-foot

1. Introducere

Atleții cu dizabilități și competițiile în care aceștia activează atrag tot mai mult atenția publicului și a mass-mediei prin spectacolul sportiv pe care îl oferă, competițiile în care aceștia participă devenind foarte spectaculoase. Folosind proteze ortopedice de ultimă generație care oferă posibilitatea obținerii de rezultate foarte apropiate de cele ale atleților fără dizabilități [1]. Practicarea diferitelor sporturi de performanță, amator sau doar recreațional utilizând proteze ortopedice dedicate, ajută persoanele cu dizabilități să își mențină un nivel ridicat al sănătății nu doar fizice cât și mentale [2]. Unul dintre cei mai celebri sportivi cu dizabilități, Oscar Pistorius, a fost foarte aproape de

calificarea la Jocurile Olimpice din 2008 de la Beijing iar în anul 2007 a câștigat locul 2 în cadrul Campionatului Național din Africa de Sud, ambele performanțe la proba de 400 m, el concurând alături de atleți fără handicap [3]. În anul 2012 Pistorius a devenit primul atlet cu dizabilități care a concurat la Jocurile Olimpice, la proba de 400 m și a luat locul 2 în prima serie de calificări. Astfel acesta a dovedit că utilizând proteze ortopedice poate concura cot la cot cu atleții fără dizabilități din punct de vedere al performanțelor obținute. Cele mai folosite proteze ortopedice de către atleții cu dizabilități sunt protezele în formă de „J”, acestea funcționează într-un mod foarte apropiat de piciorul uman.

Obiectivul acestei lucrări este studierea protezelor ortopedice folosite de către atleții de performanță cu handicap locomotor. Modul în care aceste proteze ortopedice funcționează și materialul din care acestea sunt făcute pentru a replica funcțiile piciorului uman într-un mod cât mai apropiat de normalitate pot face diferența într-o competiție sportivă, și pot aduce victoria atletului prin tehnologia protezelor.

2. Handicapul locomotor și mijloace de normalitate

În competițiile sportive de înaltă performanță dar și în cazul practicării sportului recreațional, cele mai folosite proteze ortopedice de către persoanele cu dizabilități (amputații transtibiale, transfemorale) sunt protezele în formă de „J” (figura 1). Forma acestor proteze dar și materialul din care acestea sunt făcute oferă proprietăți asemănătoare piciorului uman. Aceste proteze cunoscute sub numele de „flex-foot” au apărut pentru prima dată în anul 1988 la Jocurile Paralimpice de la Seul. Înaintea apariției acestui tip de proteze atleții foloseau proteze ortopedice de tip SACH foot [4]. În anul 1992 călcâiul protezelor ortopedice a dispărut astfel apărând prima proteză ortopedică dedicată probei de sprint [5]. În prezent protezele ortopedice de tip „flex-foot” sunt prezente într-un număr foarte mare în rândul atleților și persoanelor cu dizabilități locomotorii.

Competițiile pentru sportivii cu dizabilități se împart în 2 categorii în funcție de amputație și proteză ortopedică folosită. Astfel pentru a păstra egalitatea șanselor în competiție atleții sunt împărțiți în:

- T 42 amputații transfemorali;
- T 44 amputații transtibiali,

în fabricarea acestui tip de proteze ortopedice folosindu-se fibra de carbon. Acest material oferă lamei protezei ortopedice proprietăți apropiate de cele ale piciorului uman, duritate, elasticitate și greutatea redusă.

3. Proteza ortopedică

Forma inedită a protezelor ortopedice folosite de către atleții cu dizabilități din ziua de azi a fost inventată de către inginerul medical Van Phillips.



Fig. 1 Oscar Pistorius folosind proteză ortopedică de tip flex-foot

Aceste proteze sunt folosite de aproximativ 90 % din atleții profesioniști și alte mii de persoane cu dizabilități. Modul în care protezele funcționează este asemănător unui arc. Pentru a analiza modul în care funcționează protezele ortopedice în timpul alergării și ce efecte au acestea asupra organismului atletului cu dizabilități, alergarea trebuie descompusă pentru a putea fi analizată. Astfel, etalarea succesiunii

fazelor din timpul alergării se rezumă la pași - figura 2: ● Pasul alergător simplu este reprezentat de succesiunea tuturor fazelor realizate de membrele inferioare, între două contacte. ● Pasul alergător dublu este reprezentat de succesiunea tuturor fazelor realizate de membrele inferioare, între două momente identice ale aceluiași picior, considerat ciclul complet.

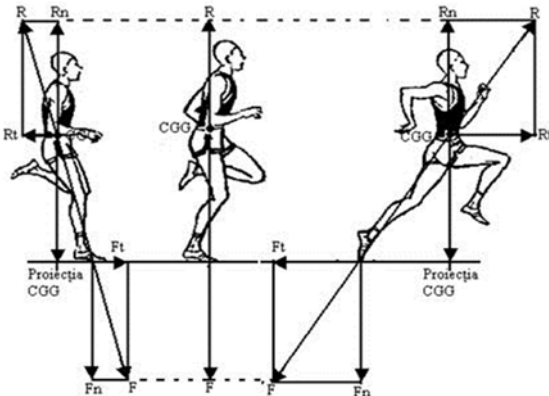


Fig. 2 Fazele alergării

În timpul fiecărei perioade mișcarea piciorului se analizează în trei momente: **A.** Perioada de sprijin este analizată prin trei faze sau momente: - Faza de amortizare; - Momentul verticalei; - Faza de impulsie. **B.**

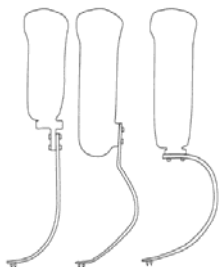
Perioada de pendulare începe din momentul în care piciorul părăsește solul, după finalizarea impulsiei. La fel ca și la faza de sprijin aceasta este compusă din 3 faze: - Faza de pendulare posterioară. - Momentul verticalei. - Faza de pendulare anterioară. **C.** Faza de zbor în alergare se desfășoară între două perioade de sprijin, respectiv între sprijinul pe un picior și sprijinul pe celalalt picior, când corpul alergătorului nu

realizează vreun contact cu solul. Zborul începe în momentul în care piciorul de impulsie părăsește solul și membrele inferioare se află în direcții opuse. În timpul alergării datorită trecerii centrului de greutate de pe un picior pe celălalt se produc diferite oscilații în cele trei planuri ale corpului, respectiv frontal, sagital și transversal.

În cazul atleților cu dizabilități alergarea este ușor diferită, în lipsa articulației gleznei lama protezei ortopedice funcționând asemenea unui arc. În momentul impactului cu solul, lama, datorită designului și a materialului din care este produsă, se comprimă, absorbind forța impactului, în faza de impulsie energia stocată de către lama propulsează atletul înainte. Glezna este articulația cea mai solicitată în timpul alergării. S-a calculat că în timpul alergării la viteza constantă de 2,8 m/s în urma fazelor de amortizare și impulsie, prin tendonul lui Achille, flexia plantară și a arcului longitudinal, glezna are o eficacitate energetică de 241 % pe când proteza ortopedică SACH produce doar 31 % energie iar flex-foot 84 % [6]. Comparând aceste valori, putem spune că tehnologia disponibilă la ora actuală este departe de a replica funcțiile complicate ale piciorului uman, dar se fac progrese mari în această direcție.

Mușchii sunt folosiți în mod diferit de către atleții cu dizabilități în timpul alergării în comparație cu atleții fără dizabilități, iar oscilațiile care au loc în timpul alergării de asemenea sunt ușor diferite, toate acestea datorită lipsei articulației gleznei.

4. Proteza ortopedică material și solicitare



În competițiile sportive cele mai folosite proteze ortopedice de tip flex foot sunt Flex-Sprint(a), Flex-Foot Cheetah(b) și C- Sprint(c) - figura 3, fiecare dintre acestea având proprietăți diferite, în funcție de performanțele și preferințele atleților.

Fig. 3 Protezele ortopedice Flex-Sprint(a), Flex-Foot Cheetah(b) și C- Sprint(c)

Structura acestora este asemănătoare, acestea fiind formate din: priză sau manșon de încastrare, manșonul intermediar și piciorul protetic sau lama. Piciorul protetic este confecționat din fibre de carbon, fibre de carbon cu aramidă și fibră de sticlă și au grosimea de aproximativ 7 mm [7]. Datorită formei diferite, fiecare proteză ortopedică oferă o elasticitate diferită. Atleții aleg modelul de proteză ortopedică în funcție

de greutate și puterea musculaturii. Fiecare atlet de performanță deține mai multe proteze ortopedice de același model dar cu o grosime a piciorului protetic diferită, această grosime determină elasticitatea protezei. În ziua concursului este aleasă proteza ortopedică potrivită în acea zi în funcție de forma atletului, suprafața pistei și nivelul umidității. Fiecare proteză ortopedică este personalizată, având înălțimea proporțională cu cea a atletului și o grosime a lamei în funcție de greutatea acestuia. În timpul alergării lama se comprimă în faza de amortizare între 35 și 55 mm. Înălțimea lamei este în așa fel aleasă încât poziția atletului în alergare este asemănătoare unui atlet care fuge pe pingea. Greutatea unei proteze ortopedice de tip flex-foot este de aproximativ 1-1,5 kg în comparație cu cea a membrului inferior care cântărește aproximativ 4,88 kg la o persoană de 80 kg. Această diferență este o compensație a faptului că proteza ortopedică nu generează aceeași energie cinetică precum glezna, astfel prin greutatea scăzută a protezei costul energetic al atletului invalid în timpul alergării este mult mai mic.

Fibra de carbon a fost aleasă pentru fabricarea acestor picioare protetice datorită proprietăților sale, rigiditate, duritate, greutate dar costurile fabricării unei astfel de proteze sunt foarte mari datorită acestui material. În primii ani după descoperirea materialului, un kilogram de fibră de carbon costa 20 milioane de dolari. Astăzi, deși prețul său a scăzut enorm, fibra de carbon costă de 30 de ori mai mult decât oțelul. Fibrele de carbon sunt materiale paradoxale: au proprietăți similare cu ale azbestului, însă structura lor atomică este similară cu cea a grafitului. Pentru a realiza un element din fibră de carbon, țesătura de fibră (asemănătoare ca aspect cu o țesătură apretată din in) este împletită în diferite moduri și apoi se aplică o rășină pe aceasta, în cazul lamelor protezelor ortopedice aceasta este rășină epoxi. Materialul obținut este pus în matrite și este dus într-o autoclavă pentru a fi încălzit. Temperatura din autoclavă urca treptat de la 200-300 °C, până la 1300 °C, în ultima fază. Acest proces elimină azot și hidrogen. Piciorul protetic poate fi fabricat fie sub formă de straturi fie monobloc. În fabricarea compozitului epoxi/carbon se urmăresc următoarele obiective [7]:

- contribuția fibrei de carbon: proprietăți mecanice, volum, orientare în compozit;
- reducerea tensiunilor interne corelată cu proprietățile interfeței fibra-rășină;
- greutate și cost minim.

5. Concluzii

Cercetarea în acest domeniu este încă la început, datorită diferenței mari între stadiul actual al cercetării și performanțele

picioarului uman. Atletii precum Oscar Pistorius au dovedit că utilizarea unei proteze ortopedice nu ınseamn neapărat un mare dezavantaj, prin utilizarea materialelor precum fibra de carbon i a designului ingenios al „picioarului” flex-foot ımpreuna cu o tehnică de alergare adaptată deficientelor sale, atletii cu dizabilitti pot concura alături de cei fără dizabilitti.

ımbunttirea acestor proteze ortopedice se poate face pn la anumite limite, deoarece funcțiile acestora nu pot depăși performanțele picioarului uman. Pentru a păstra egalitatea anselor i pentru a nu fi avantajat mecanic asupra celorlalți competitori fie că aceștia sunt sau nu cu dizabilitti, protezele ortopedice trebuie adaptate fiecărui atlet ın parte. ın funcție de greutatea i ınlțimea atletului cu dizabilitti aceste proteze trebuie să ındeplineasc anumite standarde, ınlțarea atletului prin lamele protezei cu doar cțiva centimetrii, sau fabricarea protezei dintr-un material care să ofere o elasticitate mai mare dect cea a picioarului uman poate oferi atletului cu dizabilitti un avantaj imens dar nedrept ft de ceilalți competitori. Momentul ın care proteza ortopedică ajunge la perfecțiune este momentul ın care materialul i designul ales replică cu exactitate funcțiile picioarului uman ın termeni de rigiditate, greutate i energia consumată ın timpul alergării.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Funken, Johannes, et al. *Blade kinetics of a unilateral prosthetic athlete in curve sprinting*, ISBS-Conference Proceedings Archive. 2014.
- [2] De Luigi, Arthur Jason, and Rory A. Cooper. *Adaptive Sports Technology and Biomechanics: Prosthetics*, PM&R 6.8 (2014): S40-S57.
- [3] Weyand, Peter G., et al. *The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function?*, Journal of Applied Physiology 107.3 (2009): 903-911.
- [4] Nolan, Lee, *Carbon fibre prostheses and running in amputees: a review*, Foot and ankle surgery 14.3 (2008): 125-129.
- [5] Pailler, D., et al. *Évolution des prothèses des sprinters amputés de membre inférieur Evolution in prostheses for sprinters with lower-limb amputation*, Annales de réadaptation et de médecine physique. Vol. 47. 2004.
- [6] Czerniecki, J.M., Gitter, A., and Munro, C., *Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetic feet*, Journal of biomechanics 24.1 (1991): 63-75.
- [7] Mitu, L.G., *Methods and techniques for bio-system's materials behaviour analysis*. Diss. 2014.

Drd. Alexandru Mihai SZABO
Universitatea „Politehnica” din Timișoara, membru AGIR
e-mail: alexandru.szabo@upt.ro