



(12)

BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2008 00281**

(22) Data de depozit: **15/04/2008**

(45) Data publicării mențiunii acordării brevetului: **29/11/2016** BOPI nr. **11/2016**

(41) Data publicării cererii:
30/12/2009 BOPI nr. **12/2009**

(73) Titular:
• **INSTITUTUL NAȚIONAL DE
CERCETARE-DEZVOLTARE PENTRU
MECATRONICĂ ȘI TEHNICA MĂSURĂRII -
INCDMTM BUCUREȘTI,**
ȘOS.PANTELIMON NR.6-8, SECTOR 2,
BUCUREȘTI, B, RO

(72) Inventatori:
• **CAPRIȘ GEORGETA,**
STR.MAȘINA DE PÂINE NR.20, BL.OD37,
SC.4, AP.138, SECTOR 2, BUCUREȘTI, B,
RO;
• **MIU SILVIA NICOLETA,**
ȘOS.MIHAI BRAVU NR.1, BL ALMO 2,
SC. B, A.P. 63, ET.9, SECTOR 2,
BUCUREȘTI, B, RO;

• **CONSTANTIN ANGHEL,**
STR.PREVEDERII NR.4, BL.D 8, AP.25,
SECTOR 3, BUCUREȘTI, B, RO;
• **OLARU MIRCEA, CALEA MOȘILOR
NR.205, BL.11, SC.A, AP.18, SECTOR 2,
BUCUREȘTI, B, RO;**
• **CONSTANTIN STELUȚA,**
ȘOS.PANTELIMON NR.98-108, BL.209A,
SC.1, ET.5, AP.19, SECTOR 2,
BUCUREȘTI, B, RO

(56) Documente din stadiul tehnicii:
**US 4814661 (A); JP 2008073285 (A);
CN 102783955 (A); JP 2004096980 (A);
US 2006/0152377 (A1)**

(54) **ECHIPAMENT ELECTRONIC PORTABIL ȘI METODĂ
PENTRU EVALUAREA CONSUMULUI ENERGETIC ÎN
TIMPUL MERSULUI UMAN**



RO 125076 B1

1 Inventția se referă la un echipament electronic portabil, folosit pentru evaluarea consu-
mului energetic în timpul mersului uman.

3 Sunt cunoscute echipamente pentru evaluarea consumului energetic în timpul activi-
tăților fizice prin următoarele metode: calorimetrie directă, calorimetrie indirectă, monitoriza-
5 rea frecvenței cardiace, monitorizarea accelerației, pedometrie.

7 Metoda calorimetriei directe este cea mai precisă metodă pentru măsurarea consu-
mului energetic în timpul activităților fizice, dar are dezavantajul că folosește calorimetre
directe izotermice sau de tip adiabatic cu volum limitat - maximum 30 m^3 , ceea ce permite
9 măsurarea consumului energetic pentru un număr limitat de activități fizice, nepermițând
determinări de mers.

11 Metoda calorimetriei indirecte se bazează pe schimburile respiratorii în timpul activi-
tății fizice desfășurate de om: măsoară cantitatea de oxigen consumat și cantitatea de bioxid
13 de carbon produs prin metabolismul celular; folosește aparate portabile de tipul Cosmed
K4b², prevăzute cu mască facială pentru colectarea aerului respirat; poate fi folosită la deter-
15 minarea consumului energetic la mers, având dezavantajul incomodității purtării măștii
faciale și prețul foarte ridicat.

17 Metodele de determinare a consumului energetic în timpul activităților fizice, inclusiv
în timpul mersului prin monitorizarea frecvenței cardiace, monitorizarea accelerației, pedo-
19 metrie, au dezavantajul unui grad ridicat de aproximare, fiind bazate pe relația lineară exis-
tentă între consumul energetic și frecvența cardiacă/accelerația corpului/lungimea pasului,
21 estimându-se consumul energetic pe baza unor ecuații de regresie.

23 Sunt cunoscute, totodată, aparate portabile pentru analiza mersului, prevăzute cu
suporturi cu senzori introduși sau atașați la încălțăminte, care au dezavantajul de a fi desti-
nate numai pentru determinarea parametrilor cinematici ai mersului, nu și pentru evaluarea
25 consumului energetic la mers.

27 Problema tehnică pe care o rezolvă invenția este măsurarea consumului energetic
în timpul mersului uman.

29 Echipamentul electronic portabil, pentru evaluarea consumului energetic în timpul
mersului uman, alcătuit din suportul stâng cu senzori, suportul drept cu senzori, blocuri con-
diționare semnal, blocul de achiziție de date și încărcător, conform invenției, este caracterizat
31 prin aceea că suporturile sunt prevăzute cu 10 senzori tactili rezistivi, calibrați direct în unități
de forță, care măsoară forța verticală de reacție de la sol în 10 puncte de contact picior-sol.

33 Metoda pentru evaluarea consumului energetic în timpul mersului uman, conform
invenției, constă în:

35 - determinarea coordonatelor a 10 senzori pe fiecare picior, montați pe niște suporturi
stâng și, respectiv, drept, în funcție de coordonatele centrului de presiune pentru piciorul
37 drept, respectiv, stâng, și în funcție de semnalele furnizate de senzori la un moment t din
timpul de mers, alese ca referință:

39 - măsurarea în timp real a forțelor de reacțiune de la sol, cu ajutorul senzorilor de pe
suporturi;

41 - transmiterea și procesarea informației referitoare la forțe, și calcularea, printr-un
software în sine cunoscut, a puterii externe pe direcție verticală.

43 Echipamentul electronic și metoda de evaluare a consumului energetic, conform
invenției, prezintă următoarele avantaje:

45 - echipamentul este portabil și respectă principiile ergonomice din biomecanica
piciorului, pentru a nu deranja mersul liber, normal, al subiectului;

RO 125076 B1

- gradul de noutate a echipamentului electronic, conform invenției, constă în ideea unirii avantajelor a două sisteme existente la această dată pe plan mondial, și anume, ideea pedometrului, de a exista un sistem portabil de cuantificare a consumului energetic la mers, și ideea mașinilor de antrenament cu bandă de mers, având platforme de forță integrate, de a măsura forța verticală de reacție la sol, și, pe baza acesteia, de a determina consumul energetic;	1
- soluția adoptată pentru blocurile de condiționare semnal permite amplificarea și filtrarea semnalelor furnizate de cei 20 de senzori ai suporturilor;	7
- soluția adoptată pentru blocul de achiziție date permite alimentarea cu sursă de curent constant a senzorilor, și preluarea simultană, fără zgomot sau alte interferențe, a datelor de măsurare furnizate de senzori;	9
- algoritmul de calcul pentru consumul energetic se bazează pe determinarea lucrului mecanic extern și intern, având ca date de intrare valorile forței de reacție verticală pe fiecare picior, coordonatele senzorilor în cadrul suporturilor cu senzori, și date antropometrice ale subiectului analizat;	11
- echipamentul este ușor de utilizat atât de personalul tehnic, cât și de personalul medical, datorită funcțiilor software sistematizate în cadrul meniului principal, pe submeniuri de calibrare și de achiziție și afișare a datelor;	13
- echipamentul prezintă siguranță în exploatare prin respectarea cerințelor standardelor privitoare la echipamente medicale electrice.	15
Se prezintă în continuare un exemplu de realizare a echipamentului electronic, conform invenției, în legătură cu fig. 1...3; fig. 4...8 prezintă fundamentarea teoretică a metodei de evaluare a consumului energetic:	17
- fig. 1, vedere generală a echipamentului;	19
- fig. 2, schema bloc a echipamentului;	21
- fig. 3, organigrama protocolului de achiziție a datelor;	23
- fig. 4, poziționarea senzorilor în sistemul de coordonate;	25
- fig. 5, geometria poziției picioarelor în momentul inițial al fazei de sprijin dublu;	27
- fig. 6, geometria poziției picioarelor la un moment t_i al etapei de sprijin dublu;	29
- fig. 7, orientarea forței de reacție la sol în etapa sprijinului unipodal, până la poziționarea verticală a piciorului de sprijin;	31
- fig. 8, orientarea forței de reacție la sol în etapa sprijinului unipodal, de la poziționarea verticală a piciorului până la finele sprijinului unipodal.	33
Fig. 1 prezintă vederea generală a echipamentului conform invenției, alcătuit din suport stâng 1 cu senzori, suport drept 2 cu senzori, două blocuri 3 condiționare semnal, un bloc 4 de achiziție date și un încărcător 5 . Echipamentul electronic, conform invenției, este portabil și aplică o metodă nouă de evaluare a consumului energetic la mers, printr-un algoritm de calcul bazat pe măsurarea forței de reacție verticală la sol, și pe determinarea coordonatelor punctului de aplicație al acesteia.	35
Suporturile 1 și 2 cu senzori se atașează peste încălțăminte și sunt prevăzute cu câte 10 senzori tactili rezistivi, care măsoară forța verticală de reacție la sol în 10 puncte de contact picior-sol. Senzorii de forță, conform unui exemplu de realizare, au următoarele caracteristici tehnice:	37
- diametrul ariei sensibile: 09,53 mm;	39
- lățime senzor: 14 mm;	41
- lungime senzor: 51 mm;	43
- domeniu de măsură: 0-1200 N.	45

1 Semnalele furnizate de senzori sunt amplificate și prelucrate de blocurile 3 de condiționare, atașate în partea laterală a încălțămintei subiectului analizat.

3 Blocurile 3 de condiționare semnal constau dintr-un circuit de alimentare senzori, 10 circuite de condiționare semnal (filtre, amplificatoare) și un circuit de comunicație cu blocul de achiziție date.

5 Blocul 4 de achiziție date conține și blocul de alimentare cu baterii acumulatori, și este prevăzut cu microcontroler, care asigură funcțiile de comunicație cu suporturile 1 și 2 cu senzori, și cu calculatorul pentru inițializarea programului de măsurare. Blocul 4 de achiziție date constă dintr-un convertor analog digital de 10 biți, un circuit multiplexor cu 20 de canale, un bloc achiziție on-line, un bloc de transmitere Bluetooth, un comutator pornit/oprit; conectarea cu cele 2 blocuri de condiționare semnal, un conector pentru cablu USB la calculator și niște LED-uri de semnalizare.

13 Software-ul echipamentului interpretează datele de măsurare înregistrate, fiind prevăzut cu funcții de calculare și afișare a unor parametri de mers și a consumului energetic.

15 Fig. 2 prezintă schema bloc a echipamentului prevăzut cu două opțiuni de achiziție și comunicație cu PC: bluetooth și prin interfață serială RS 232.

17 Fig. 3 prezintă organigrama protocolului de achiziție a datelor. Datele reprezintă numere fără semn cu rezoluția 10 biți, reprezentate sub forma **MSB: Hi** și **LSB: L_i**, pentru $i=0...19$, corespunzător celor 10 senzori pe fiecare suport. Distincția între piciorul stâng și piciorul drept se face cu caracterele de început de câmp "R" și "L". Condiția impusă este ca bucla să nu facă cereri de eșantionare cu caracterul „E”, cu întârzieri mai mari de 5 mS. Rata de baud pentru comunicație serială este de 115200 baud 8N1.

23 Metoda de evaluare a consumului energetic se bazează pe măsurarea forței verticale de reacție la sol, și pe determinarea coordonatelor punctului de aplicație al forței (Centru de presiune, COP).

27 Fig. 4 prezintă poziționarea senzorilor în cadrul suporturilor picior drept/picior stâng, definită printr-o pereche de coordonate exprimate în [mm], x_s , y_s , respectiv, x_d și y_d . Coordonatele punctului de aplicație al rezultantei forțelor citite de senzori la un moment dat (coordonatele Centrului de Presiune, x_{COP} , y_{COP}) se determină cu ajutorul relațiilor:

$$x_{COP,D} = \frac{S_{1d} \times x_{d1} + S_{2d} \times x_{d2} + \dots + S_{10d} \times x_{d10}}{S_{1d} + S_{2d} + \dots + S_{10d}}$$

$$y_{COP,D} = \frac{S_{1d} \times y_{d1} + S_{2d} \times y_{d2} + \dots + S_{10d} \times y_{d10}}{S_{1d} + S_{2d} + \dots + S_{10d}}$$

$$x_{COP,S} = \frac{S_{1s} \times x_{s1} + S_{2s} \times x_{s2} + \dots + S_{10s} \times x_{s10}}{S_{1s} + S_{2s} + \dots + S_{10s}}$$

$$y_{COP,S} = \frac{S_{1s} \times y_{s1} + S_{2s} \times y_{s2} + \dots + S_{10s} \times y_{s10}}{S_{1s} + S_{2s} + \dots + S_{10s}}$$

unde:

45 $x_{COP,D}$; $y_{COP,D}$ sunt coordonatele centrului de presiune pentru piciorul drept la momentul t din ciclul de mers,

47 $x_{COP,S}$; $y_{COP,S}$ sunt coordonatele centrului de presiune pentru piciorul stâng la momentul t din ciclul de mers,

RO 125076 B1

x_{di} , y_{di} și x_{si} , y_{si} ($i = 1, \dots, 10$) sunt coordonatele senzorilor în sistemul de referință ales pentru suportul drept, respectiv, suportul stâng, 1

S_{1d} , S_{2d}, \dots, S_{10d} și S_{1s} , S_{2s}, \dots, S_{10s} sunt semnalele furnizate de senzorii suportului drept, respectiv, stâng la momentul t din ciclul de mers. 3

Algoritmul de calcul al consumului energetic la mers, exprimat în [W], se bazează pe însumarea puterii externe pe direcție verticală și pe direcția de avans cu puterea internă, conform relației: 5

$$P_{tot} = P_t + P_y + P_{int} \text{ [W]} 7$$

Calculul puterii externe pe direcția verticală P_z se bazează pe următoarele date de intrare: masa subiectului, m [kg], forța verticală de reacție la sol care acționează asupra piciorului stâng f_{zsi} [N], forța verticală de reacție la sol care acționează asupra piciorului drept f_{zdi} [N], timpul de înregistrare t [s], frecvența de înregistrare 50 Hz, numărul de înregistrări (cadre) i corespunzătoare intervalului de timp $\Delta t = 0,02s$, la care se fac înregistrările. 9

Etapele de calcul pentru puterea externă pe direcție verticală P_z sunt următoarele: 11

- calculul forței verticale totale, f_{zi} , [N] 13

$$f_{zi} = f_{zsi} + f_{zdi} \text{ [N]} 15$$

- calculul accelerației verticale a centrului de masă al corpului (COM), a_{zi} [m/s] 17

$$a_{zi} = f_{zi}/m - g$$

- calculul variației vitezei verticale a COM, dV_{zi} [m/s] 19

$$dV_{zi} = a_{zi} \cdot \Delta t$$

Viteza inițială a COM, V_{z0} [m/s] se calculează din condiția ca viteza verticală medie pe durata unui pas să fie egală cu zero; 21

- calculul vitezei verticale a COM, V_{zi} [m/s] 23

$$V_{zi} = V_{z,i-1} + dV_{zi}$$

- calculul variației deplasării COM, pe direcție verticală, d_{hi} [m] 25

$$d_{hi} = V_{zi} \cdot \Delta t$$

- calculul deplasării COM pe direcție verticală, h_i [m] 27

$$h_i = h_{i-1} + d_{hi}$$

- calculul puterii pe direcția verticală, generată asupra COM (puterea mecanică externă), de piciorul stâng, P_{zsi} , și de piciorul drept, P_{zdi} , [W] 29

$$P_{zsi} = f_{zsi} \cdot V_{zi}; P_{zdi} = f_{zdi} \cdot V_{zi} 31$$

- calculul lucrului mecanic efectuat asupra COM (lucru mecanic extern) de fiecare picior [J] 33

$$L_{zsi} = P_{zsi} \cdot \Delta t; L_{zdi} = P_{zdi} \cdot \Delta t$$

- calculul lucrului mecanic total pozitiv efectuat de fiecare picior ca sumă a incrementelor pozitive din energia totală a COM: 35

$$L_{zs}^+ = \sum_{n=1}^{n=n_{ps}^+} L_{zsi}^+; L_{zd}^+ = \sum_{n=1}^{n=n_{pd}^+} L_{zdi}^+ 37$$

unde: n_{ps}^+ și n_{pd}^+ sunt numărul de cadre corespunzătoare valorilor pozitive ale lucrului mecanic efectuat de piciorul stâng, respectiv, piciorul drept, pe durata unui pas; 41

- calculul lucrului mecanic total pozitiv efectuat de ambele picioare [J] 43

$$L_{z \text{ total pas}} = L_{zs}^+ + L_{zd}^+ 45$$

- calculul puterii externe verticale la mers pe pas [W]

$$P_z = \frac{L_{z\ total\ pas}}{t_{pas}}$$

unde: t_{pas} este durata unui pas [s].

Calculul puterii externe pe direcție de avans, P_y , se efectuează pe trei faze ale pasului: **faza I** - sprijin dublu; **faza II** - sprijin unipodal, anterior momentului când forța de reacție a solului este minimă (momentul în care sprijinul unipodal este vertical); **faza III** - sprijin unipodal, etapa dintre sprijinul vertical unipodal și finalul sprijinului unipodal.

Datele de intrare suplimentare, necesare pentru calculul puterii externe pe direcția de avans P_y , sunt: lungimea membrului inferior L [cm]; lungimea pasului L_p [cm], determinată cunoscând distanța parcursă și numărul de pași înregistrați de software, și viteza de avans V_y [m/s], determinată cunoscând distanța parcursă și timpul înregistrat de software.

Fig. 5 prezintă geometria poziției picioarelor în momentul inițial al fazei I - sprijin dublu, când sunt în contact cu solul falangele piciorului din spate - picior stâng (picior posterior) și călcâiul piciorului din față - picior drept (picior anterior). Punctul **A** este punctul de contact inițial al tălpii stângi cu solul din pasul anterior. Punctul **B** este centrul de presiune al piciorului stâng la momentul inițial al fazei de sprijin dublu - COP_s . Punctul **E** este centrul de presiune al piciorului drept la momentul inițial al fazei de sprijin dublu. Punctul **D** este poziția centrului de masă **COM** al subiectului pe planul orizontal, la momentul inițial al fazei de sprijin dublu. Punctul **F** este punctul articulației coxo-femorale **ACF**. Distanța $AB = y_n - y_1 = \Delta y$ reprezintă lungimea cursei **COP** în lungul direcției de avans a piciorului posterior în pasul executat anterior.

Ipotezele considerate pentru calculul puterii pe direcția de avans P_y , faza I - sprijin dublu, sunt următoarele: în momentul inițial al sprijinului dublu, cele două articulații coxo-femorale sunt la aceeași înălțime față de sol; direcția forței de reacție a solului este dreapta care unește **COP** instantaneu al piciorului cu articulația genunchiului **AG**; în momentul inițial al fazei de sprijin dublu, piciorul posterior și piciorul anterior sunt perfect întinse și au lungimea L ; distanța **DE** din fig. 5 este egală cu jumătate din lungimea pasului.

Fig. 6 prezintă geometria poziției picioarelor la un moment t_i al etapei I - sprijin dublu. Centrul de presiune al piciorului stâng, COP_s , se află în punctul B_i , iar centrul de presiune al piciorului drept, COP_d , se află în punctul E_i , deplasările lor fiind măsurate de aparat. Articulația coxofemurală, materializată de punctul F_i , s-a deplasat pe direcție orizontală cu distanța $DD_i = \delta y_i$. Deplasarea pe verticală a punctului F_i este h_i , care se determină prin integrarea în raport cu timpul a vitezei V_{zi} . Pe durata sprijinului dublu, piciorul anterior nu rămâne întins, ci are o ușoară flexie cu unghiul α_{fi} față de verticală.

Etapele de calcul pentru puterea externă pe direcția de avans P_y , în faza I - sprijin dublu - sunt următoarele:

- calculul unghiurilor α și β pe care le fac forțele de reacție a solului cu verticala în momentul inițial al fazei I - sprijin dublu, când **COP**, **AG** și **ACF** sunt colineare:

$$\alpha = \arcsin\left(\frac{Lp}{2L}\right) \quad ; \quad \beta = \arctg\left(\frac{\frac{Lp}{2} - \Delta y}{L \cos \alpha}\right)$$

RO 125076 B1

- calculul unghiurilor α_i , și β_i , pe care le fac forțele de reacție a solului cu verticala în momentul t_i al fazei I - sprijin dublu: 1

$$\alpha_i = \arctg \frac{\frac{Lp}{2} - \delta y_i + y_{di} - y_{d1}}{L \cos \alpha + h_i}; \quad \beta_i = \arctg \frac{\frac{Lp}{2} - \Delta y + \delta y_i + y_{s1} - y_{si}}{L \cos \alpha + h_i}$$

- calculul unghiului α_{gi} format la momentul t_i de dreapta care unește COP cu AG și dreapta care unește COP cu ACF: 9

$$\alpha_{gi} = \arccos \frac{F_i E_i^2 + l_g^2 - l_c^2}{2l_g \cdot F_i E_i} \quad \text{unde: } F_i E_i = \frac{L \cos \alpha + h_i}{\cos \alpha_i}$$

l_c este lungimea coapsei, egală cu $L/2$; 15

l_g este lungimea gambei, egală cu $L - l_c$; 15

- calculul unghiului α_{fi} , format la momentul t_i de direcția forței de reacție a solului piciorului anterior cu verticala: 17

$$\alpha_{fi} = \alpha_i - \alpha_{gi}$$

- calculul forțelor de reacție a solului pe direcția de avans pe baza valorilor instantanee ale unghiurilor β_i și α_{fi} : 19

$$f_{ysi} = f_{zsi} - \tg \beta_i; \quad f_{ydi} = -f_{zdi} \cdot \tg \alpha_{fi}$$

- calculul forței rezultante de reacție pe direcția de avans: 21

$$f_{yi} = f_{ysi} + f_{ydi}$$

Fig. 7 prezintă orientarea forței de reacție la sol în faza II - sprijin unipodal, anterior momentului când forța de reacție a solului este minimă - momentul în care sprijinul unipodal este vertical. Punctul E_{n1} reprezintă poziția piciorului anterior, care intră în sprijin unipodal, corespunzătoare ultimei măsurări din etapa de sprijin dublu - măsurarea n_1 . Punctul E_{n2} reprezintă poziția piciorului anterior, aflat în sprijin unipodal, corespunzătoare valorii minime a forței de reacție la sol a piciorului aflat în sprijin unipodal - măsurarea n_2 între poziția inițială a fazei II și poziția verticală a piciorului anterior, aflat în sprijin unipodal, acesta execută o rotație cu unghiul α_{fn} . 25

Ipotezele considerate pentru calculul puterii pe direcția de avans P_y - faza II sunt următoarele: se consideră că piciorul aflat în sprijin unipodal execută o rotație cu viteză unghiulară constantă; poziției verticale a piciorului îi corespunde valoarea minimă a forței verticale de reacție la sol. 27

Etapele de calcul pentru puterea pe direcția de avans P_y - faza II sunt următoarele: 29

- calculul unghiului α_j format între direcția forței de reacție la sol și verticala: 31

$$\alpha_j = \alpha_{fn} - (j - n_1) \frac{\alpha_{fn}}{n_2 - n_1}, \quad \text{unde indicele de măsurare } j \text{ are valoarea: } n_1 + 1 \leq j \leq n_2;$$

- calculul forței de reacție la sol pe direcția de avans: 37

$$f_{yd_j} = -f_{zd_j} - \tg(\alpha_j).$$

Semnul minus se datorează orientării forței în sens contrar sensului de înaintare. 39

Fig. 8 prezintă orientarea forței de reacție la sol în faza III - sprijin unipodal, de la poziționarea verticală a piciorului până la finele sprijinului unipodal. Punctul E_{n2} reprezintă poziția piciorului anterior, aflat în sprijin unipodal, corespunzătoare valorii minime a forței de reacție 45

RO 125076 B1

1 la sol - măsurarea n_2 . Punctul E_k reprezintă poziția piciorului anterior, aflat în sprijin unipodal
la finele sprijinului unipodal, care coincide cu începutul sprijinului dublu următor - măsurarea
3 n_3 (ultima măsurare din cadrul pasului). Între poziția verticală a piciorului aflat în sprijin unipodal
și poziția finală a sprijinului unipodal, piciorul efectuează o rotație cu unghiul β .

5 Ipotezele considerate pentru calculul puterii pe direcția de avans P_y - faza III - sunt
următoarele: se consideră că piciorul aflat în sprijin unipodal execută o rotație cu viteză
7 unghiulară constantă; unghiul de ieșire al piciorului anterior aflat în sprijin unipodal coincide
cu unghiul β al piciorului posterior, la începutul efectuării pasului, respectiv, la sprijinul dublu.

9 Etapele de calcul pentru puterea externă pe direcția de avans P_y - faza III - sunt
următoarele:

11 - calculul unghiului β_k format între direcția forței de reacție la sol și verticală:

13
$$\beta_k = (k - n_2) \frac{\beta}{n_3 - n_2}, \text{ unde: indicele de măsurare } k \text{ are valoarea } n_2 + 1 \leq k \leq n_3;$$

15 - calculul forței de reacție la sol pe direcția de avans:

$$f_{y_k} = f_{z_k} \cdot \operatorname{tg}(\beta_k).$$

17 Cu valorile calculate pentru forță pe direcția de avans în fiecare moment de
măsurare, se poate determina puterea externă pe direcția de avans P_y , în mod similar cu
19 puterea pe direcția verticală, astfel:

- se determină accelerația mișcării pe direcția de avans și viteza instantanee:

21
$$a_{y_i} = \frac{f_{y_i}}{m}; \quad v_{y_{i+1}} = v_{y_i} + a_{y_{i+1}} \Delta t$$

23 - se determină puterea instantanee pe direcția de avans:

25
$$P_{y_i} = f_{y_i} \cdot v_{y_i}$$

- se determină lucrul mecanic instantaneu pe direcția de avans:

27
$$L_{y_i} = P_{y_i} \cdot \Delta t$$

- se determină lucrul mecanic total pozitiv pe direcția de avans pe durata unui pas:

29
$$L_{y \text{ total pas}}^+ = \sum_{n=1}^{n=n_p^+} L_{y_i}^+$$

31 unde: n_p^+ este numărul de cadre corespunzătoare valorilor pozitive ale lucrului mecanic pe
33 direcția de avans, pe durata unui pas;

- se determină puterea consumată pe pas pe direcția de avans

35
$$P_{y \text{ pas}} = \frac{L_{y \text{ total pas}}^+}{t_{\text{pas}}}$$

39 Algoritmul de calcul folosit pentru evaluarea puterii interne folosește relația de calcul
propusă de A.E. Minetti în lucrarea „Mechanical work rate minimization and freely chosen
41 stride frequency of human walking: a mathematical model”, din J. exp. Biol. 170, 19 - 34
(1992).

RO 125076 B1

Revendicări

- | | |
|---|-------------|
| | 1 |
| 1. Echipament electronic portabil pentru evaluarea consumului energetic în timpul mersului uman, alcătuit din suport cu senzori picior stâng (1), suport cu senzori picior drept (2), două blocuri condiționare semnal (3), bloc achiziție date (4), încărcător (5), caracterizat prin aceea că suporturile cu senzori (1 și 2) sunt prevăzute cu câte 10 senzori tactili rezistivi, care măsoară forța verticală de reacție de la sol în 10 puncte de contact picior sol. | 3
5
7 |
| 2. Metodă pentru evaluarea consumului energetic în timpul mersului uman, care folosește echipamentul de la revendicarea 1, caracterizată prin aceea că va consta în: | 9 |
| - determinarea coordonatelor de plasare a 10 senzori montați pe niște suporturi (1 și 2), pe talpa fiecărui picior stâng, respectiv, drept, astfel încât să se determine componenta orizontală a forțelor de reacțiune la sol în timpul mersului; | 11 |
| - transmiterea în timp real a informației referitoare la mărimea forțelor de reacțiune la sol, și folosirea acestor mărimi pentru calcularea, printr-un software în sine cunoscut, a puterii externe și a energiei consumate de organism pentru deplasarea pe direcția de avans. | 13
15 |

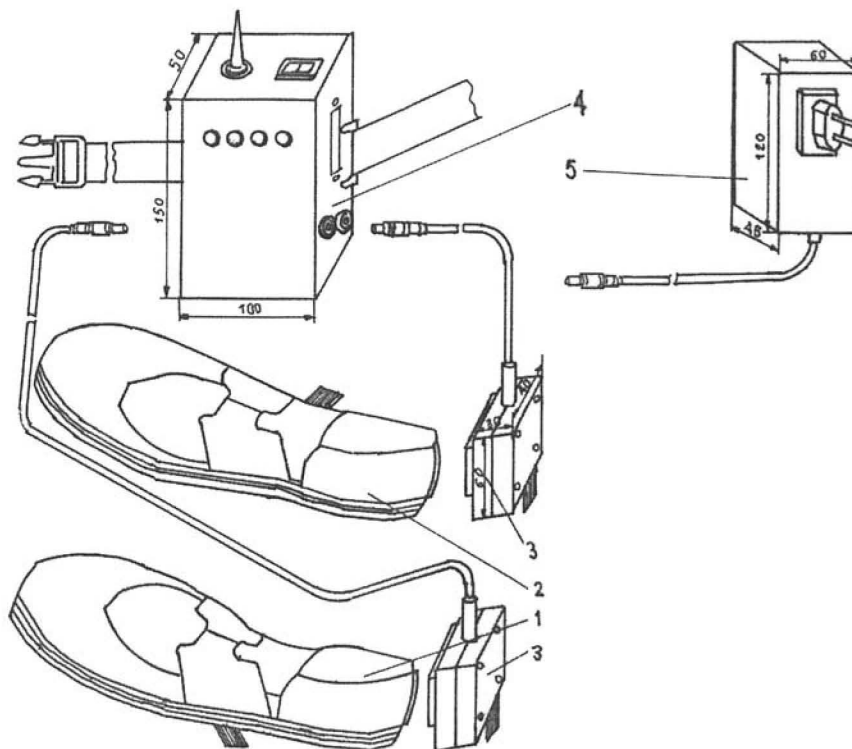


Fig. 1

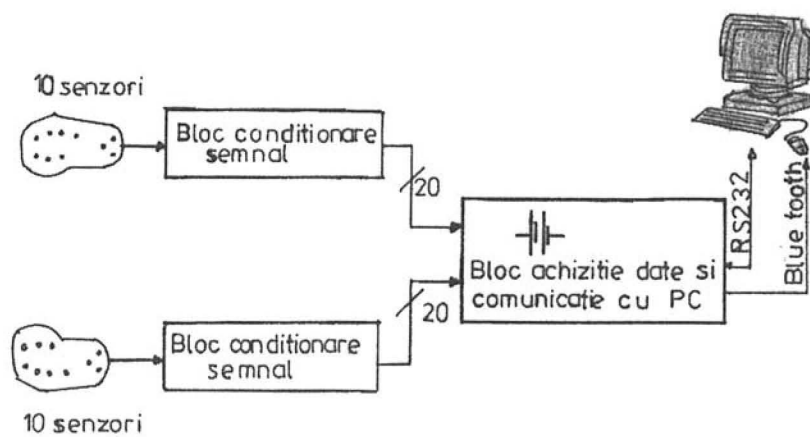


Fig. 2

(51) Int.Cl.

A61B 5/22 (2006.01);

G01L 5/00 (2006.01)

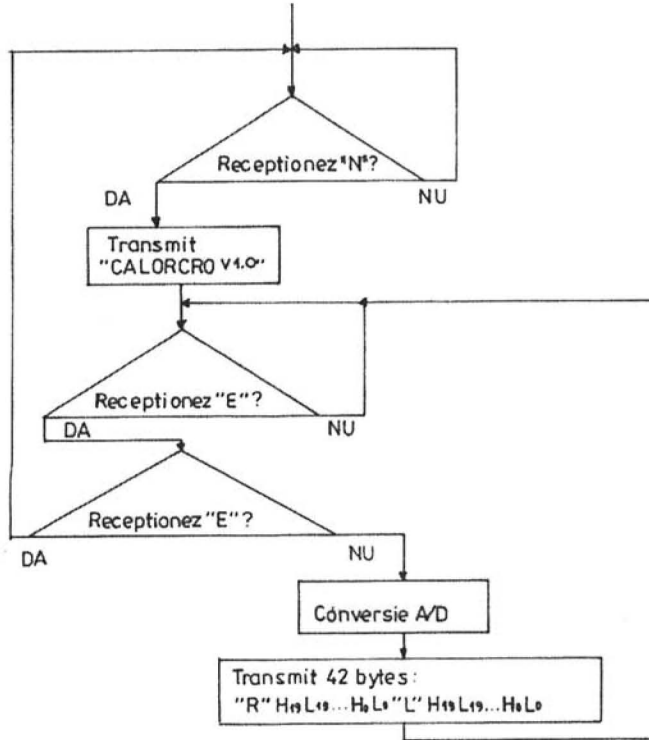


Fig. 3

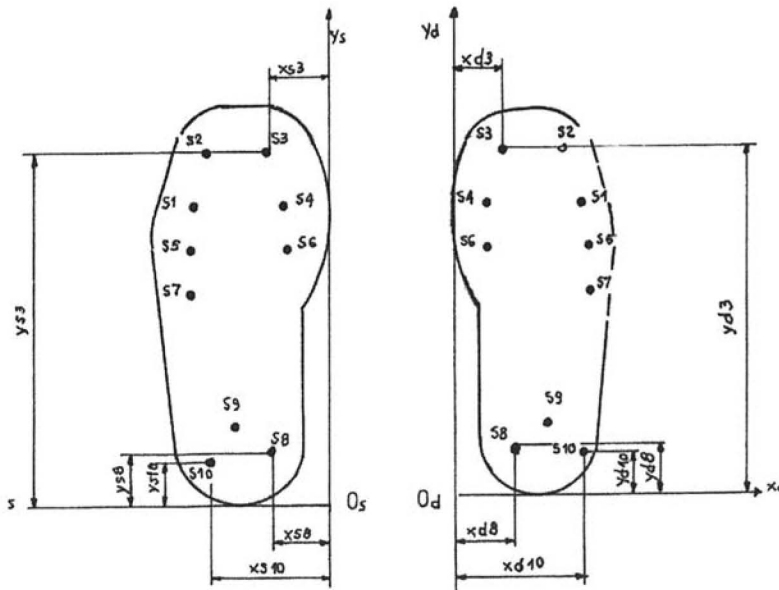


Fig. 4

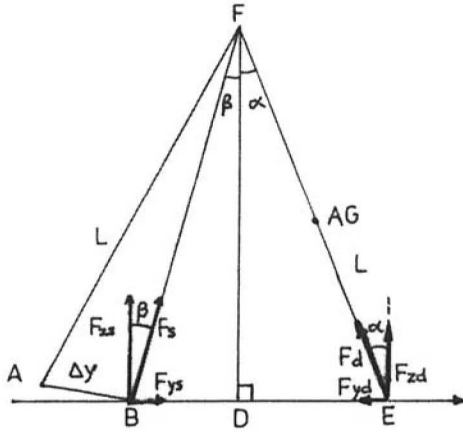


Fig. 5

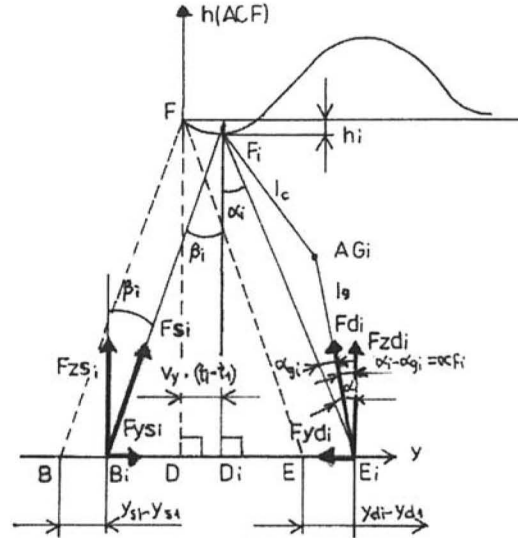


Fig. 6

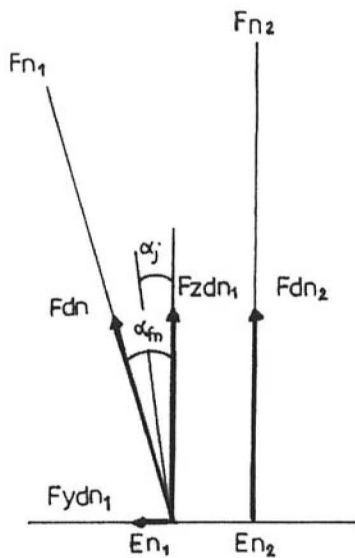


Fig. 7

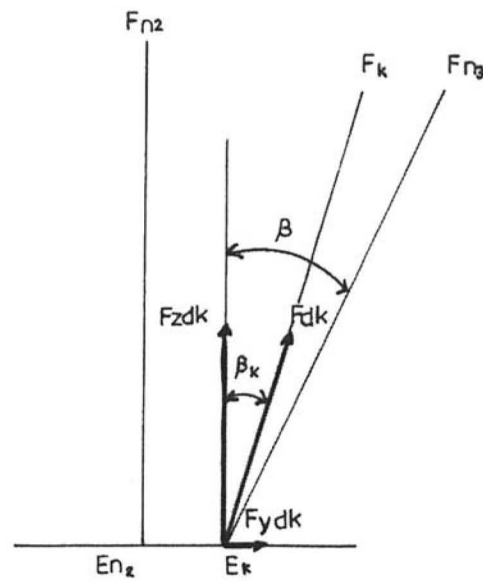


Fig. 8

