

Toplotni model človeškega trupa z vgrajenimi fiziološkimi karakteristikami potenja in termoregulacije

Mitja Babič, Jadran Lenarčič, Martin Tomšič, Igor B. Mekjavić, Victor Candas¹

Institut "Jožef Stefan", Jamova 39, 1000 Ljubljana, Slovenija

¹Centre d'Etudes de Physiologie Appliquée, CNRS, 67087 Strasbourg, France

E-pošta: mitja.babic@ijs.si

Povzetek. V članku je predstavljen sistem za simulacijo termofiziološkega delovanja človeškega trupa, s katerim se lahko ovrednotijo toplotne karakteristike oblačil. Sistem uporablja termično in evaporativno upornost kot mero za ovrednotenje toplotne karakteristike testiranega oblačila. Model trupa omogoča simulacijo konduktivne, konvektivne in evaporativne izgube toplote na trupu. Poleg primarne naloge merjenja toplotne karakteristike oblačil lahko model trupa uporabimo tudi za fiziološko simulacijo delovanja človeškega trupa. Vgrajene funkcije (na primer sprememba simulacije potenja trupa v odvisnosti od temperature jedra in kože, sprememba temperature jedra v odvisnosti od toplotnega toka) omogočajo ugotavljanje in simulacijo delovanja funkcij človeškega trupa, kar je uporabno v fiziologiji. Računalniško vodenje omogoča regulacijo moči grelnikov v vsakem od 16 segmentov modela posebej, prav tako je mogoče vodenje simulacije potenja segmentov, ki ga zagotavlja regulacija peristaltičnih črpalk. Model trupa sestavljata še dva varovalna segmenta, ki preprečujeta uhajanje toplote z vrha in dna modela, kar izboljša točnost meritve. Varovalna segmenta lahko neodvisno grejemo, nista pa zajeta v izračunih. Vsak segment je avtonomen: neodvisno je vodenje gretja in potenja segmenta, prav tako lahko dobimo rezultate meritev za vsak posamezni segment posebej. Segmenti (razen varovalnih) so sestavljeni iz jedra in kože. Takšna zgradba ponazarja prenos toplote iz notranjosti telesa (jedro) proti koži in omogoča regulacijo simulacije potenja na podlagi algoritma, ki upošteva temperaturo jedra in kože.

Ključne besede: toplotni model trupa, simulacija potenja, ovrednotenje kakovosti oblačil, fiziološka simulacija

A thermal torso manikin incorporating physiological characteristics of sweating and heating

Extended abstract. Prevention of thermal injury in extreme ambient conditions involves selection of appropriate protective clothing based on biophysical evaluation [1,2,3,4,5]. Inappropriate clothing may cause freezing or non-freezing cold injury. We developed a sweating thermal torso manikin for evaluation of the thermal and evaporative resistance of clothes. The temporal regulation of simulated sweating may be controlled by algorithms derived from human experiments, whereby the onset and gain of the simulated sweating response are a function of the manikin core and skin temperatures. The spatial pattern of the simulated sweating may be regulated according to the observed pattern of sweating on the torso in human subjects. The manikin system (Figure 2) is composed of a personal computer, electrical control system, sweating simulator and a thermal torso manikin. The manikin is composed of 16 segments arranged in two rows. Each segment has a core and a skin element. The core element is a 12,5cm x 25cm x 1,5mm copper plate on which eight heaters (RTO 20), two artificial sweat glands and a core temperature sensor (PT 1000), are mounted. The skin element is a 0,8 cm thick layer of resin, with similar thermal characteristics as skin. Each skin element has a distributed temperature (PT 100) sensor embedded in its surface. The measurement and control process treat each segment as an autonomous part. Two segments on the top and bottom of the torso minimize the heat loss in the longitudinal direction, thus enhancing measurement accuracy. The

sweating thermal torso manikin appropriately simulates the spatial and temporal heat loss from the torso as observed in humans. Calculations of thermal and evaporative resistance for specific garments were also validated with results obtained on other manikins. Some results are shown in Figures 5, 6 and 7.

Keywords: thermal torso manikin, sweating simulation, evaluation of clothes quality, physiological simulation

1 Uvod

Izbor pravilnega zaščitnega oblačila, pokrivala in obutve v ekstremnih pogojih je zelo pomemben in zahteva biofizikalno ovrednotenje [1,2,3,4,5]. Neprimerna zaščita je na primer glavni vzrok za ozeblino in druge poškodbe, ki jih povzročajo nizke temperature in hud mraz. Poskrbeti moramo, da obleka ustreza vsaj minimalnim biofizikalnim standardom, saj je to bistvo preprečevanja ozeblin. Cilj prikazanega dela je prikaz merilnega sistema za biofizikalno ovrednotenje oblačil za različna podnebja.

Za ovrednotenje toplotne karakteristike oblačil so leta 1940 izdelali prvi prototip toplotnega modela telesa iz bakra (angleško: Manikin) [6]. Od takratnega eno-

segmentnega toplotnega modela imajo vsi sedanji toplotni modeli več segmentov, in so izdelani iz različnih materialov: aluminija, plastike, tekstila itd. Toplotni modeli se ne uporabljajo samo za ovrednotenje toplotne izolacije oblačil v mrzlem okolju, temveč tudi za ovrednotenje izolacije v vročem okolju [7]. Nekateri toplotni modeli vključujejo tudi simulacijo hoje, da bi se lahko ovrednotila ventilacija mikrookolja v oblačilnem sistemu [8]. Trenutni razvoj toplotnih modelov je usmerjen v izdelavo toplotnih modelov, ki simulirajo samo del telesa, npr. stopalo [9], roko [10], glavo [11].

Cilj pričujoče raziskave je izdelava 16-segmentnega toplotnega modela trupa, ki simulira skorjo (kožo in subkutano tkivo) in jedro telesa [12]. Sistem simulacije potenja naj bi se krmilil z algoritmi, izdelanimi na podlagi človeških poskusov, ki bi simulirano potenje aktivirali in vzdrževali na podlagi temperature kože in jedra [13].

2 Izračun toplotne upornosti

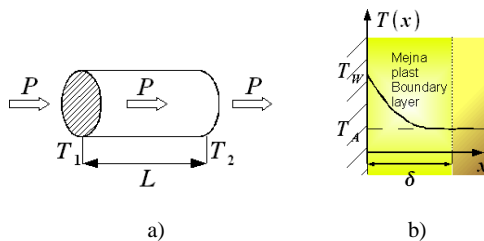
Za ovrednotenje in primerjavo kakovosti določenega oblačila potrebujemo mero udobja, ki je sestavljeno iz toplotnega, mehanskega in ergonomskega udobja. Primarni meri pri določanju toplotnega udobja obutve sta toplotna upornost na enoto površine in prepustnost za vodne hlape oziroma za znoj.

2.1 Fizikalno ozadje

Vzemimo telo v obliki palice (valja) z dolžino L in z enakomernim prerezom A (slika 1 a).

Toplotni tok P je premo sorazmeren temperaturni razliki $T_1 - T_2$ in prečnemu prerezu A , (skozi katerega toplota teče) ter obratno sorazmeren dolžini L (na kateri je temperaturna razlika) [14]. Odvisnost od vrste snovi zajamemo s parametrom λ (t. i. toplotna prevodnost snovi), tako da je

$$P = \lambda A(T_1 - T_2) / L \quad (1)$$



Slika 1: Prenos toplote
Figure 1: Heat conduction

Hitrost prevajanja toplote skozi snov pri danih pogojih je odvisna od njene toplotne prevodnosti λ (merska enota W/mK).

Prestop toplote s stene na zrak lahko izrazimo z enačbo (2). Prehod od temperature zraka T_A do

temperature stene T_w se izvede v tanki (okrog 1 cm debeli) plasti zraka tik ob steni, v t. i. termični mejni plasti (slika 1 b); debelina mejne plasti je δ [14].

$$P / A = \alpha(T_w - T_A) \quad (2)$$

Sorazmernostni faktor α (dimenzija W/m^2K) se imenuje prestopni koeficient; odvisen je od termodinamičnih lastnosti stene in zraka ter od viskoznosti in hitrosti zraka ob steni [14].

Če enačbi (1) in (2) napišemo v obliki (3) ugotovimo, da steni in mejni plasti pripada toplotni upor $R = L / \lambda A + 1 / \alpha A$. T_i je temperatura notranje površine stene in T_o je temperatura zraka ob zunanji strani stene.

Tako smo dobili željeno mero za ovrednotenje kakovosti obutve, toplotno upornost R .

$$P = (T_i - T_o) / R \quad (3)$$

V nadaljevanju bodo podane enačbe za izračun termičnih upornosti na enoto površine I ($I = R \cdot A$), merska enota KW/m^2), posameznih segmentov toplotnega modela trupa in termična upornost na enoto površine celotnega modela v obliki enačbe (4).

$$I = A(T_i - T_o) / P \quad (4)$$

2.2 Termična toplotna upornost na enoto površine

Termično toplotno upornost za posamezen segment toplotnega modela trupa na enoto površine izračunamo kot

$$I_{T,i} = \frac{(T_{s,i} - T_A) \cdot A_i}{H_{T,i}} \quad (5)$$

kjer so $I_{T,i}$ toplotna upornost segmenta i na enoto površine, $T_{s,i}$ temperatura kože segmenta i , T_A temperatura okolice (zraka), A_i površina segmenta i , ter $H_{T,i}$ moč, dovedena segmentu i (izgube).

Celotno termično upornost na enoto površine pa lahko izračunamo iz upornosti na enoto površine posameznih segmentov

$$I_T = A \left(\sum_i \frac{A_i}{I_{T,i}} \right)^{-1} \quad (6)$$

kjer je A celotna površina toplotnega modela trupa in A_i površina segmenta i .

Pri vrednotenju termične upornosti na enoto površine je temperatura zraka nižja od temperature kože ($T_A < T_{s,i}$, $\forall i = 1, \dots, 16$). Ponavadi se vzdržuje toplotni gradient $20^\circ C$. Večji temperaturni gradient zahteva tudi

večjo dovedeno moč, namen pa je izboljšati resolucijo in občutljivost sistema.

2.3 Vrednotenje evaporativne upornosti na enoto površine pod izotermičnimi pogoji

Evaporativno upornost na enoto površine za posamezen segment toplotnega modela trupa izračunamo kot

$$I_{E,i} = \frac{(p_i - p_A) \cdot A_i}{H_{E,i}}, \quad (7)$$

kjer so $I_{E,i}$ evaporativna izotermična upornost na enoto površine segmenta i , p_i parcialni parni vodni tlak segmenta i (pri nasičenju), p_A parcialni parni vodni tlak okolice (zraka), A_i površina segmenta i , ter $H_{E,i}$ moč dovedena segmentu i (izgube).

Celotno evaporativno upornost na enoto površine lahko izračunamo iz evaporativne upornosti na enoto površine posameznih segmentov

$$I_E = A \left(\sum_i \frac{A_i}{I_{E,i}} \right)^{-1}, \quad (8)$$

kjer je A celotna površina toplotnega modela trupa in A_i površina segmenta i .

Nasičeni parcialni vodni tlak pri temperaturi T izračunamo z empirično relacijo [15]

$$p_{sat}(T) = 133,3 \cdot \exp \left(18,6686 - \frac{4030,183}{T + 235} \right). \quad (9)$$

Pri tem za parcialni vodni tlak zraka velja

$$p_A = p_{sat}(T_A) \cdot (RH_A / 100), \quad (10)$$

kjer je RH_A relativna vlažnost zraka. Za relativno vlažnost posameznega segmenta predpostavimo $RH_i = 100\%$, torej izračunamo parcialni vodni tlak segmenta i kot

$$p_i = p_{sat}(T_i). \quad (11)$$

Pri merjenju evaporativne upornosti na enoto površine pod izotermičnimi pogoji moramo zagotoviti, da je temperatura zraka enaka kot temperatura kože oziroma površini modela ($T_A = T_{S,i}$, $\forall i = 1, \dots, 16$). Pri teh pogojih je prenos toplote odvisen samo od evaporacije. To pomeni, da je moč $H_{E,i}$, ki jo dovajamo segmentu i , enaka hladilni moči evaporativnega procesa oziroma evaporaciji znoja na koži. Simulacijo znojenja oziroma potenja zagotavljajo črpalke skozi umetne potnice na kožo segmenta.

2.4 Vrednotenje evaporativne upornosti na enoto površine pod neizotermičnimi pogoji

Evaporativno upornost na enoto površine za posamezen segment toplotnega modela trupa pod neizotermičnimi pogoji izračunamo kot

$$I_{S,i} = \frac{(p_i - p_A) \cdot A_i}{(H_{S,i} - H_{T,i})} = \frac{(p_i - p_A) \cdot A_i}{(H_{S,i} - \frac{(T_{S,i} - T_A) \cdot A_i}{I_{T,i}})}, \quad (12)$$

kjer so $I_{S,i}$ evaporativna neizotermična toplotna upornost segmenta i na enoto površine segmenta, p_i parcialni parni vodni tlak segmenta i (pri nasičenju), p_A parcialni vodni tlak okolice (zraka), A_i površina segmenta i , $T_{S,i}$ temperatura kože segmenta i , T_A temperatura okolice (zraka), $I_{T,i}$ termična toplotna upornost segmenta i na enoto površine (predhodno izmerjena), ter $H_{S,i}$ moč, dovedena segmentu i (izgube).

Celotno evaporativno neizotermično toplotno upornost na enoto površine lahko izračunamo iz upornosti na enoto površine posameznih segmentov

$$I_S = A \left(\sum_i \frac{A_i}{I_{S,i}} \right)^{-1}, \quad (13)$$

kjer je A celotna površina modela trupa in A_i površina segmenta i .

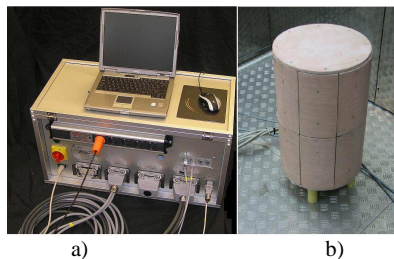
Pri vrednotenju evaporativne upornosti pod neizotermičnimi pogoji je temperatura zraka nižja od temperature kože ($T_A < T_{S,i}$, $\forall i = 1, \dots, 16$). Ponavadi se vzdržuje temperaturni gradient 20 °C. Večji temperaturni gradient zahteva tudi večjo dovedeno moč, namen pa je izboljšati resolucijo in občutljivost sistema.

2.5 Ozadje meritev

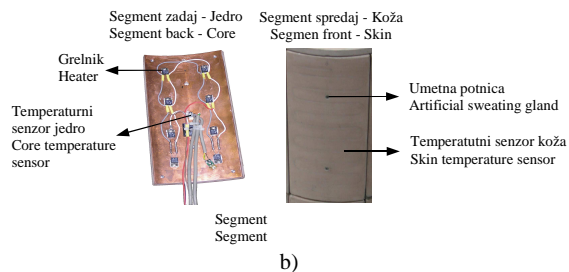
Prenos toplote s površine kože v okolje je odvisen od oblačila, ki prekriva kožo. Uporabljen blago oblačila in zrak, ujet med vlakni oblačila, določata prenos toplote in s tem evaporativno in toplotno (konvekcija, radiacija in prevodnost) upornost [16,17].

3 Opis sistema

Slika 2 prikazuje sistem toplotnega modela trupa. Sistem sestavljajo osebni računalnik s pripadajočim programskim okoljem, električni krmilni sistem, sistem simulacije potenja in toplotni model trupa. V nadaljevanju predstavimo posamezne dele.



Slika 2: Merilni sistem: a) krmilni sistem b) toplotni model trupa
 Figure 2: Measurement system: a) Control system b) Thermal torso manikin



Slika 3: a) Model segmenta plašča b) Izdelan model segmenta plašča
 Figure 3: a) Segment model b) Realized model of the torso segment

3.1 Toplotni model trupa

Toplotni model trupa je sestavljen iz 18 segmentov. Šestnajst segmentov sestavljata jedro in koža (plašč valja). Zgornji in spodnji segment (osnovni ploskvi valja) sestavlja samo jedro. Omenjena segmenta sta namenjena preprečevanju uhajanja toplote iz notranjosti plašča prek osnovnih plošč na okolico in ne na merjeni material, kar izboljša točnost meritve.

Jedro plašča sestavljajo bakrene plošče velikosti 12,5x25 cm, debeline 1,5 mm, na kateri je osem grelnikov RTO 20 in dve umetni potnici, ter temperaturni senzor PT 1000. Umetne potnice so kovinski mehanski elementi, skozi katere črpalke dovajajo vlago na površine segmentov modela trupa. Plošča plašča kože je enake velikosti kot jedro, debeline 0,8 cm. Plošča je narejena iz umetnih mas, na površini katere je vgrajen žični porazdeljeni temperaturni senzor PT 100 (slika 3a). Takšna zgradba ponazarja človeški prenos toplote iz notranjosti telesa (jedro) proti koži.

Jedri osnovnih plošč sestavljata bakreni plošči premera 32,7 cm, debeline 8 mm, na kateri je 8 grelnikov RTO 20, ter temperaturni senzor PT 1000.

Vsak segment plašča vsebuje dva temperaturna senzorja (eden meri temperaturo jedra $T_{C,i}$, drugi temperaturo kože $T_{S,i}$), grelnike, s katerimi uravnavamo temperaturo jedra segmenta, in umetne potnice, ki simulirajo potenje na koži. Model segmenta plašča prikazuje slika 3.

Pri meritvah in vodenju se posamezen segment toplotnega modela trupa obravnava kot samostojno enoto. Glede na podatke temperaturnega senzorja jedra $T_{C,i}$, regulacijski algoritem ustrezno krmili grelnike za doseganje želene temperature segmenta $T_{C,i}$. Krmilimo lahko tudi sistem simulacije potenja, ki ustrezno vlaži umetne potnice. Za izračun toplotne upornosti posameznega segmenta uporabimo odčitke temperature senzorja kože segmenta ($T_{S,i}$) in temperature senzorja okolice (T_A) ter prek regulacijskega algoritma izračunamo dovedeno moč grelnikom (H_i).

3.2 Sistem simulacije potenja

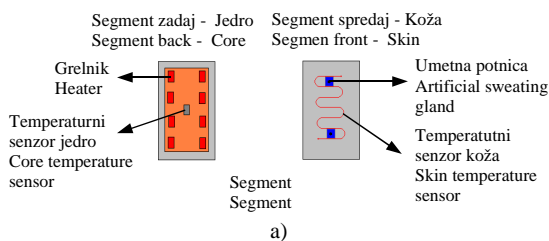
Sistem simulacije potenja sestavljata dve peristaltični črpalčki, umetne potnice in dovodne cevi. Računalniško krmiljenje črpalčk je izvedeno s serijsko komunikacijo. S spremembo hitrosti vrtenja črpalčk vplivamo na pretok vode skozi umetne potnice ter tako simuliramo intenzivnost simulacije potenja modela trupa. Programska oprema omogoča krmiljenje vklopa, izklopa in hitrosti črpalčk. Omogočeno pa je tudi simuliranje potenja trupa v odvisnosti od temperature kože in jedra [13], torej $v_p = f(T_{C,i}, T_{S,i}, \dots, T_{C,n}, T_{S,n-2})$, kjer so $v_{p,j}$ hitrost črpalke j ($j=1,2$), $T_{S,i}$ temperatura kože segmenta i , $T_{C,i}$ temperatura jedra segmenta i (n številco vseh segmentov, 18).

3.3 Električni krmilni sistem

V grobem lahko električni krmilni sistem razdelimo na napajalni del, ki napaja posamezne dele (senzorje, grelce, PXI platformo), National Instruments (v nadaljevanju NI) PXI platformo, ter močnostni del, ki ga sestavljajo optični sklopniki in grelniki.

Primarno nalogo opravljata NI PXI platforma in krmilnik NI PXI, ki delujeta na operacijskem sistemu Microsoft Windows XP. PXI platformo sestavlja nekaj kartic.

Povezavo med prenosnim računalnikom in NI PXI platformo omogoča kartica NI CardBus 8310, ki s pomočjo CardBus-to-PCI mosta daje preprosto povezavo z moduli NI PXI, saj se vsi moduli NI PXI



prikažejo, kot da so kartice PCI v osebnem računalniku, kar omogoča preprosto komunikacijo s pripadajočim modulom NI PXI.

Sledijo tri kartice NI 4351, ki so namenjene zajemu podatkov temperaturnih senzorjev jedra in kože. Lastnosti kartice NI 4351 so velika točnost in resolucija in velik rejekcijski faktor (CMRR - common mode rejection ratio). Omenjene lastnosti omogoča vgrajeni 24-bitni sigma-delta analognodigitalni pretvornik z diferencialnimi vhodi. Za izvedbo toplotnega modela trupa smo uporabili 18 zaporedno vezanih uporovnih temperaturnih senzorjev Pt 1000 za merjenje temperature jedra in 16 zaporedno vezanih uporovnih temperaturnih senzorjev Pt 100 za merjenje temperature kože, ki smo jih napajali s tokovnim virom 1 mA. Ker je dolžina kablov od modela trupa do krmilnika večja od 3 m, smo za zmanjšanje vpliva upornosti žic in s tem povečanje točnosti meritve uporabili trižično vezavo uporovnih senzorjev.

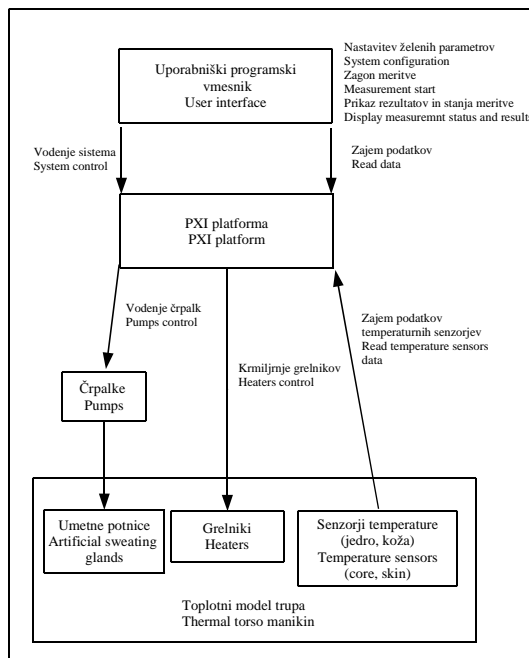
Naslednja kartica NI 6221 vsebuje digitalne izhode in vhode. Digitalne izhode uporabimo pri krmiljenju optičnih sklopnikov, ki krmilijo grelnike. Uporabljeni so močnostni uporovni grelniki RTO 20, katerim se močnostno-temperatura karakteristika zanemarljivo malo spreminja s spremembo temperature.

Sistem NI PXI zaključuje še kartica s štirimi serijskimi vmesniki, ki jih uporabimo pri komunikaciji s črpalkami.

NI PXI podpira razna okolja, med njimi tudi Microsoft Windows XP, ki smo ga uporabili za graditev našega sistema.

3.4 Programsko okolje

Krmiljenje toplotnega modela trupa je izvedeno v programskem okolju C++. Na sliki 4 je prikazan diagram poteka merilnega procesa v realnem času. Skozi uporabniški grafični vmesnik uporabnik komunicira s programsko in strojno opremo. Najprej uporabnik konfigurira želene meritve. Po zagonu merilnega procesa programska oprema skozi platformo NI PXI komunicira s strojno opremo. Glede na zajete podatke temperaturnih senzorjev segmentov in predhodno nastavljenih zelenih referenčnih temperatur regulacijski algoritem generira ustrezne izhodne signale, ki krmilijo grelnike segmentov. Regulacijski algoritem skozi sistem NI PXI krmili črpalke, te pa umetne potnice, tako se generira zelena simulacija potenja. V vsakem vzorčnem intervalu se postopek ponovi. Sproti se izračunavajo, izpisujejo in grafično prikazujejo merilni rezultati. Merilni proces se konča, ko je izpolnjen določen predhodno nastavljen referenčni pogoj ali z ročno ustavitvijo meritve.



Slika 4: Diagram poteka merilnega procesa
Figure 4: Flow chart of the measurement process

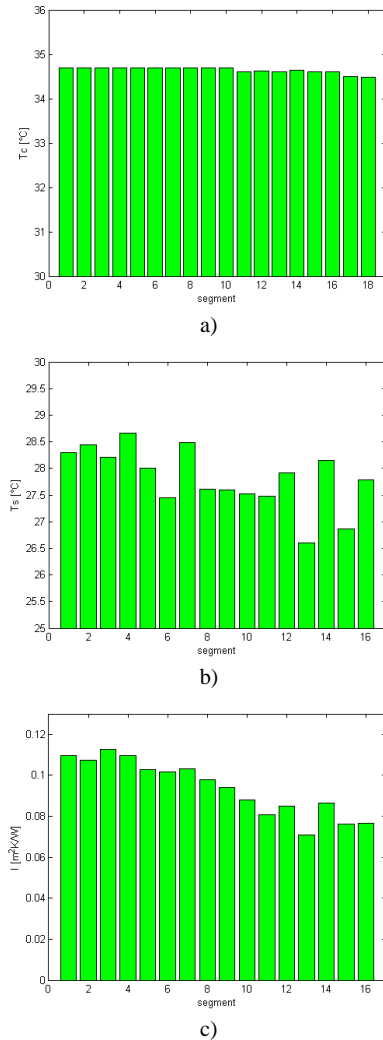
4 Rezultati meritev

V tem poglavju bodo prikazane le osnovne meritve, ki prikazujejo delovanje in uporabo toplotnega modela trupa. Toplotni modeli so razlikujejo npr. po obliki, velikosti, številu segmentov, regulacijskih algoritmiht itd. Podrobnejša analiza in obravnava merilnih rezultatov zahteva dobro poznavanje same zgradbe toplotnih modelov, merilnega postopka, termičnih fizikalnih zakonov in fiziologije.

Nekaj merilnih rezultatov in laboratorijske primerjave nekateri toplotnih modelov so podane v delih [18,19,20]. Primerjave so pokazale, da je ponovljivost meritev toplotnih modelov istega laboratorija v območju 2-4%, medtem, ko je ponovljivost meritev med laboratorijskih modelov 5-10% .

4.1 Preizkus sistema

Za preizkus sistema smo toplotni model trupa postavili v toplotno komoro na temperaturo okolice $T_A = 15 \text{ }^\circ\text{C}$ ter relativno vlažnost $RH_A = 50 \%$, brez vetra (oziroma minimalna mogoča vrednost). Opravili smo suhe preizkuse, brez simulacije potenja trupa z zeleno vrednostjo temperature jedra trupa na $T_{RC,i} = 35 \text{ }^\circ\text{C}$. Dolžina posameznega testa je bila 60 min, teste smo ponovili dvakrat. Rezultati so prikazani na sliki 5.

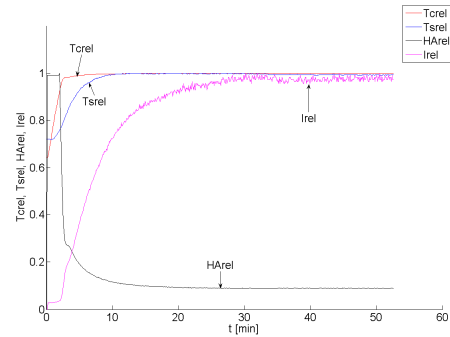


Slika 5: Testiranje toplotnega modela trupa brez oblačil: a) temperatura jedra b) temperatura kože c) termična upornost na enoto površine

Figure 5: Test of nude thermal torso manikin: a) Core temperature b) Skin temperature c) Insulation

Na sliki 5a opazimo, da je stacionarno stanje temperature jedra okoli želene vrednosti $T_{C,i} \approx 35^\circ\text{C}$, medtem ko na sliki 5b vidimo, da se stacionarno stanje temperature kože giblje v območju $T_{S,i} \approx (26-29)^\circ\text{C}$, kar je odvisno od temperaturnega gradienta med segmenti in okolico ($\Delta T_i = T_A - T_{C,i}$) ter uporabljenih materialov pri graditvi trupa. Izbira materialov in debeline segmentov je določena glede na meritve temperaturne razlike med jedrom in kožo pri človeku.

Totalna toplotna upornost na enoto površine je $\Delta I_T = 0,091 \text{ m}^2\text{K/W}$.



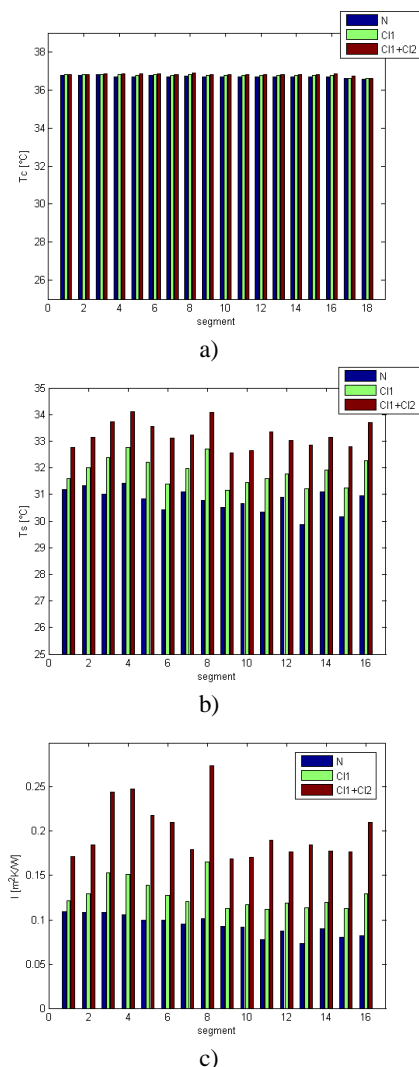
Slika 6: Časovni potek relativnih vrednosti merjenih veličin
Figure 6: Time course of relative measurement values

Slika 6 prikazuje časovni potek relativnih vrednosti merjenih veličin ($T_{c,rel}$ -temperatura jedra, $T_{s,rel}$ -temperatura kože, I_{rel} - termična upornost na enoto površine, $H_{A,rel}$ -toplotni tok na enoto površine) za en segment (segment 4). Iz grafov na sliki 6 opazimo, da temperatura doseže stacionarno stanje v $\Delta t \approx 15 \text{ min}$, medtem ko termična upornost in toplotni tok na enoto površine potrebujeta okoli $\Delta t \approx 40 \text{ min}$. To nam pove, da stacionarno stanje temperature ne pomeni stacionarnega stanja termične upornosti in da moramo biti previdni pri merjenju toplotne upornosti ter počakati na stacionarno stanje toplotnega toka.

4.2 Vpliv oblačil

Preizkusili smo odziv sistema na različna oblačila. Pri tem smo toplotni model trupa postavili v toplotno komoro na temperaturo okolice $T_A = 15^\circ\text{C}$ in relativno vlažnost $RH_A = 50\%$, brez vetra. Opravili smo suhe preizkuse, brez simulacije potenja trupa z želeno vrednostjo temperature trupa na $T_{RC,i} = 37^\circ\text{C}$. Dolžina posameznega testa je bila 70 min, teste smo ponovili dvakrat. Povprečne vrednosti stacionarnih stanj meritve so prikazane na sliki 7. Prva skupina stolpcev (N) prikazuje meritev golega trupa, druga (CI1) prikazuje meritev prvega oblačila (majica), tretja (CI1+CI2) pa meritev prvega in drugega oblačila skupaj (majica in pulover). Totalne toplotne upornosti na enoto površine so $\Delta I_{TN} = 0,092 \text{ m}^2\text{K/W}$ (N), $\Delta I_{TCI1} = 0,126 \text{ m}^2\text{K/W}$ (CI1) in $\Delta I_{TCI1+CI2} = 0,195 \text{ m}^2\text{K/W}$ (CI1+CI2).

Iz slike 7 lahko razberemo, da se sistem obnaša po pričakovanjih. Vrednosti naraščajo z večjo toplotno izolacijo oblačila. Pri ponovitvi testov se vrednosti bistveno niso spremenile, razlika je bila okoli $\Delta I = \pm 0,005 \text{ m}^2\text{K/W}$, kar pa lahko pripišemo tudi meji občutljivosti in točnosti celotnega sistema (senzorji, časovniki itn.).



Slika 7: Test toplotnega modela trupa z oblačili: a) temperatura jedra b) temperatura kože c) termična upornost na enoto površine

Figure 7: Test of thermal torso manikin with clothes a) Core temperature b) Skin temperature c) Insulation

5 Sklep

Prikazali smo merilni sistem za ovrednotenje kakovosti oblačil z uporabo sistema modela trupa. Sistem uporablja termično in evaporativno upornost na enoto površine modela za ovrednotenje kakovosti oblačil. Model trupa omogoča spremljanje termofizioloških odzivov trupa. Mogoči so različni načini vodenja temperature in simulacije potenja.

Model trupa je sestavljen iz 18 segmentov, od katerih sta dva varovalna segmenta na vrhu in dnu trupa. Slednja segmenta preprečujeta uhajanje toplote z vrha in dna trupa, kar izboljša točnost meritve. Varovalna segmenta lahko neodvisno grejemo, nista pa zajeta v izračunih. Vsak segment (razen varovalnih) je

avtonomen: neodvisno je vodenje gretja in simulacije potenja segmenta, prav tako lahko dobimo rezultate meritev za vsak posamezni segment posebej. Segmenti (razen varovalnih) so sestavljeni iz jedra in kože, kar pomeni nadgradnjo in izboljšavo dosedanjih modelov trupa. Takšna zgradba ponazarja prenos toplote iz notranjosti telesa (jedro) proti koži. Porazdeljen površinski senzor temperature podaja natančnejše merjenje temperature segmenta (glede na točkovno merjenje temperature jedra segmenta) za izračun toplotne upornosti.

Segmenti omogočajo, da lahko iz dobljenih rezultatov meritev ugotovimo kakovost delov oblačil, kar je primarna informacija za proizvajalca in uporabnika.

Poleg toplotnega modela trupa smo razvili tudi modele stopala [9], glave in roke, ki jih nenehno izboljšujemo in dograjujemo.

6 Literatura

- [1] Fourt L., N.R. Hollies (1970), *Clothing. Comfort and Function*. Marcell Dekker: New York.
- [2] Hollies N. R., Goldman R. F. (1977), *Clothing Comfort. Interaction of Thermal, Ventilation, Construction and Assessment Factors*. Ann Arbor Science Publishers Inc.:Ann Arbor, Michigan.
- [3] Newburgh L. H. (1968), *Physiology of Heat Regulation and the Science of Clothing*. Hafner Publishing Co.: New York.
- [4] EN344 (1992), *Requirements and test methods for safety, protective and occupational footwear for professional use [European Standard]*. Brussels: European Committee for Standardization.
- [5] Ducharme M.B., Tikuisis P., Potter P. (2004), Selection of military survival gears using thermal manikin and computer survival model data. *Eur. J. Appl. Physiol.* 92: 658-662.
- [6] Holmér I. (2004), Thermal manikin history and applications. *European Journal of Applied Physiology*, Volume 92, Number 6, pp. 614-618(5).
- [7] Aubertin G., Cornu J.-C. (1977), *Methode de mesure de l'efficacite de tissus et materiaux composites souples destines a la confection des vêtements de protection contre le rayonnement infrarouge*. Institut National de Recherche et de Securite, Nancy.
- [8] Richards M., Mattle M. (2001), Development of a sweating agilethermal manikin—SAM. *Proceedings of the 4th international meeting on thermal manikins*, September 2001, St. Gallen, Switzerland.
- [9] Mekjavič I.B., Vrhovec B., Tomšič M., Lenart B. (2005), Sistem za ovrednotenje dinamične toplotne izolacije obutve, (IJS delovno poročilo, 9273).

- [10] Kuklane K., Nilsson H., Holmer I., Liu X. (1997), Methods for handwear, footwear and headgear evaluation. Proceedings of a European seminar on manikin testing. National Institute for Working Life, Stockholm, Sweden, February 1997.
- [11] Bruhwiler P. A., Ducas C., Huber R., Bishop P.A. (2004), Bicycle helmet ventilation and comfort angle dependence. Eur. J. Appl. Physiol. 92: 698-701.
- [12] Aschoff J., Wever R. (1958), Kern und Schale im Warme Haushalt des Menschen. Die Naturwissenschaften 45: 478-485.
- [13] Machado-Moreira C.A., Smith F.M., Van den Heuvel A. M. J., Mekjavić I.B., Taylor N.A.S. (2008), Sweat secretion from the torso during passively-induced and exercise-related hyperthermia. Eur. J. Appl. Physiol. In press.
- [14] Rudolf K. (1989), Visokošolska fizika I. Del, DZS, Ljubljana 1989.
- [15] Buck A.L. (1981), New equations for computing vapor pressure and enhancement factor, J. Appl. Meteorol., 20, 1527-1532.
- [16] Haslam R.A., Parsons K.C. (1988), Quantifying the effects of clothing for models of human response to the thermal environment. Ergonomics 1988 31 (12) 1787-1806.
- [17] Parsons K. C. (1988), Protective clothing: heat exchange and physiological objectives Ergonomics 1988 31(7) 991-1007.
- [18] Anttonen H. (1999), Interlaboratory trial of thermal manikin based on thermal insulation of cold protective clothing in accordance with ENV342. Proceedings of the 3rd international meeting on thermal manikin testing, 3IMM, October 1999. National Institute for Working Life, Sweden, pp 8-11
- [19] Anttonen H., Holmer I., Meinander H. (2003), Subzero project—manikin measurements exact or not? Proceedings of the 2nd European conference on protective clothing and NOKOBETE7, May 2003, Montreux, Switzerland
- [20] Nilsson H. O., Holmer I. (2003), Comfort climate evaluation with thermal manikin methods and computer simulation models. Indoor Air 13:28-37

Mitja Babič je diplomiral leta 2005 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Trenutno je mladi raziskovalec na Odseku za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko na Institutu "Jožef Stefan" v Ljubljani. Je dobitnik Puhovega priznanja leta 2007. Njegovo področje raziskav obsega paralelne robotske mehanizme in algoritme vodenja sistemov.

Jadran Lenarčič je diplomiral na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani leta 1979 in magistriral leta 1981. Doktorsko disertacijo z naslovom Sinteza manipulacijskih robotov je na isti fakulteti opravil leta 1986. Neprekinjeno je zaposlen na Institutu "Jožef Stefan" od leta 1979, kjer je bil leta 2001 izvoljen v

naziv znanstveni svetnik. Je profesor na Fakulteti za elektrotehniko v Ljubljani, predava pa tudi na Univerzi v Novi Gorici, na Mednarodni podiplomski šoli Jožefa Stefana in na Univerzi v Bologni (Italija).

Martin Tomšič je leta 1991 diplomiral na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Magistrski študij je končal leta 1997 in doktoriral leta 2001 na Fakulteti za elektrotehniko Univerze v Ljubljani. Po zaposlitvi v "IBE Elektroprojekt" Ljubljana in v Nuklearni elektrarni Krško je od leta 1994 zaposlen na Institutu "Jožef Stefan" v Ljubljani na Odseku za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko. Raziskovalno dela na raziskovalnih področjih sistemi in kibernetika, proizvodne tehnologije in sistemi ter nevrobiologija.

Igor B. Mekjavić je študiral na Univerzi Salford (V. Britanija), kjer je diplomiral (B.Sc. (Hons.)) na področju Biomedical Engineering, in magistriral na področju Underwater Technology. Doktoriral je s področja Environmental Physiology na Univerzi Simon Fraser (Britanska Kolumbija, Kanada) in nadaljeval postdoktorski študij na Odseku za letalsko in pomorsko medicino na Karolinskem Institutu v Stockholmu (Švedska). Leta 1988 postane director Environmental Physiology Unit na Univerzi Simon Fraser in Direktor Podiplomskega študija na Šoli za kineziologijo. Leta 1990 je izvoljen v naziv izrednega profesorja na Medicinski fakulteti v Ljubljani. Leta 1991 postane direktor Šole za kineziologijo na Univerzi Simon Fraser in je hkrati izvoljen v naziv rednega profesorja. Leta 2004 se zaposli na Institutu "Jožef Stefan", kjer je tudi izvoljen v naziv znanstvenega svetnika. Je dobitnik Puhovega priznanja leta 2007.

Victor Candas je direktor odseka za toplotno fiziologijo pri Centre National de la Recherche Scientifique v Strasbourgu (Francija) in redni univerzitetni profesor. Je dolgoletni član uredniškega odbora European Journal of Applied Physiology in eden ustanoviteljev znanstvenih srečanj International Manikin Meetings.