

Ing. Jan POKORNÝ, Ph.D.
 prof. Ing. Miroslav JÍCHA, CSc.
 Vysoké učení technické v Brně,
 Fakulta strojního inženýrství,
 Energetický ústav – Odbor
 termomechaniky a techniky
 prostředí

Implementace Fialova termofyziologického modelu tepelného komfortu v Matlabu



Implementation of Fiala Thermophysiological Thermal Comfort Model in Matlab

Recenzenti:

Ing. Pavel Kopecký, Ph.D.
 Ing. Martin Barták, Ph.D.

Článek představuje implementaci Fialova termofyziologického modelu tepelného komfortu, který je vhodný pro vyhodnocení vlivů dynamického a nehomogenního prostředí (např. kabiny dopravních prostředků). V současné době patří Fialův model mezi nejpokročilejší v oblasti přenosu tepla vně i uvnitř člověka. Model také umožňuje predikovat dynamický tepelný pocit (ukazatel DTS) a jeho originální verze byla s úpravami převzata do komerčních programů zabývajících se přenosem tepla jako např. RadTherm či Theseus-FE. Fialův model jsme implementovali do Matlabu a otestovali na experimentálních datech dostupných v odborné literatuře. Matematický popis modelu vychází z parciálních diferenciálních rovnic popisujících časově proměnné 1D vedení tepla v živých tkáních. Soustava těchto rovnic byla řešena numericky metodou konečných diferencí.

Klíčová slova: tepelný komfort, Fialův model, Matlab

The paper presents the implementation of the Fiala thermophysiological thermal comfort model, which is suitable for evaluating the influence of dynamic and nonhomogenous environment (eg. cabins of vehicles). The Fiala model is currently one of the most advanced models in the field of heat transfer inside and outside of human body. The model also allows to predict the dynamic thermal sensation (indicator DTS) and its original version has been adopted with modifications into commercial programs dealing with heat transfer, such as for example RadTherm or Theseus-FE. We implemented the Fiala model into Matlab and tested on experimental data available in the literature. The mathematical description of the model is based on partial differential equations describing the time varying 1D heat conduction in the living tissues. The system of these equations was solved numerically using finite-differences method.

Keywords: thermal comfort, Fiala model, Matlab

ÚVOD

Cílem jedné z aktivit pracovního balíčku WP22: Human Cabin Centered Design v rámci projektu Centrum kompetence automobilového průmyslu Josefa Božka [1] je vytvořit a validovat dynamický model tepelného komfortu pro nehomogenní prostředí.

Mezi nejznámější modely tepelného komfortu patří model PMV-PPD dle Fanger [2], který uvažuje člověka jako celek. V dnešní době se jedná o nejpoužívanější model komfortu při návrhu vnitřního prostředí budov. Ovšem prostředí kabin dopravních prostředků bývá typicky nehomogenní a časově proměnné, neboť se v něm ve větší míře projevují vlivy slunečního záření, proudění vzduchu v okolí člověka apod. Z tohoto důvodu není vhodné použít jednoúrovňové modely uvažující člověka jako celek, ale je opodstatněné použít víceúrovňové modely, které jsou schopny zachytit vlivy asymetrického působení prostředí na člověka. Mezi nejznámější víceúrovňové modely termofyziologie člověka patří model dle Fialy [3] a Tanabeho [4]. Pomocí těchto modelů a v kombinaci s CFD simulací proudění vzduchu v kabině lze modelovat interakci člověka s tímto prostředím a predikovat jeho tepelný stav a pocit. Takto pokročilé metody se používají při podrobných studiích vnitřního prostředí kabin dopravních prostředků za účelem zvýšení efektivity klimatizačních zařízení, viz např. [5].

Problematika tepelného komfortu souvisí jednak s vlastním požitkem z jízdy, ale také s bezpečností provozu. Déle trvající tepelný diskomfort zvyšuje únavu, snižuje produktivitu práce i pozornost řidiče. Tepelný komfort lze definovat dle ASHRAE jako „stav mysli“, který vyjadřuje spokojenost s tepelným prostředím [6]. Hlavní činitele, které ovlivňují tepelný komfort člověka ve vnitřním prostředí budov dle Fanger, jsou (viz ČSN ISO 7730 [2]):

a) Činitele prostředí

- T_a [°C] teplota vzduchu
- T_r [°C] střední radiální teplota
- v [m/s] rychlost proudění vzduchu
- φ [%] relativní vlhkost vzduchu

b) Činitele osobní

- R_{cl} [m²·K·W⁻¹] tepelný odpor oděvy
- M [W·m⁻²] metabolická produkce tepla

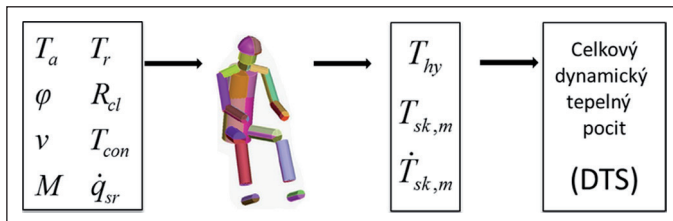
V prostředích kabin dopravních prostředků má rovněž podstatný vliv intenzita dopadajícího slunečního záření, kontakt člověka se sedadlem a doba, po kterou je člověk vystaven danému prostředí. Doplnujícími činiteli tepelného komfortu jsou zdravotní stav, fyziologické faktory (pohlaví, věk, tělesná konstituce, množství tuku, hmotnost, úroveň aklimatizace apod.), psychologické faktory (únava, stres, očekávání apod.).

Tento článek prezentuje implementaci Fialova termofyziologického modelu tepelného komfortu. Model byl implementován v programu Matlab (verze 2012b) [7], který je zaměřený na vědeckotechnické výpočty, obsahuje množství matematických knihoven a je efektivní při řešení matic. Výhodou programu Matlab je možnost pomoci knihovny „Deploytool“ vytvářet samospustitelné aplikace, které již dále nevyžadují placenou licenci Matlabu, díky čemuž je možné snáze aplikovat výsledné modely v praxi. Naše implementace modelu byla otestována na základě experimentálních dat převzatých z literatury [8] a také pomocí publikovaných výsledků původního Fialova modelu [3]. V článku jsou uvedeny výsledky dvou scénářů reprezentující reakci člověka na změnu teploty okolního prostředí. V prvním případě se jedná o přechod člověka z neutrálního prostředí (28 °C) do chladného (18 °C) a zpět, a v druhém případě přechod z neutrálního prostředí (28 °C) do horkého (48 °C) a zpět.

FIALŮV MODEL

Fiala v rámci své dizertační práce [3] vytvořil nový fyziologický model tepelného komfortu člověka. Fialův model se stal postupem času nejpoužívanějším modelem termofyziologie člověka. Jeho práci převzaly a upravily komerční firmy zabývající se simulací přenosu tepla, např. Theseus-FE a RadTherm. V komerčních verzích došlo zejména k propojení modelu s reálnou geometrií člověka a k podrobnému výpočtu sdílení tepla sáláním a prouděním mezi povrchem člověka a okolním prostředím. Fiala dále spolupracoval na způsobech využití a rozšíření svého modelu: individualizovaný model [9], propojení modelu s CFD [10], či propojení Fialova modelu s reálnou vyhřívanou figurínou [11]. Mezi nejnovější rozšíření modelu patří tzv. „body-builder“, který zohledňuje charakteristické parametry člověka (pohlaví, věk, obsah tuku apod.) a také vliv aklimatizace a vykonávané činnosti na intenzitu dýchání [12].

Naše implementace Fialova modelu vychází z původní verze modelu dle Fialy [3], ale také z [13, 14]. Vstupem do Fialova modelu jsou: teplota vzduchu T_a , střední radiální teplota T_r , relativní vlhkost φ , rychlost proudění vzduchu v , tepelný odpor oděvu R_{cl} (veličiny jsou definovány pro jednotlivé segmenty) a celková metabolická produkce tepla M (intenzita činnosti). Fialův model vypočítává teploty pokožky a její časové derivace, a také teplotu hypotalamu, na základě kterých je pak vypočten ukazatel *DTS*, viz obr. 1.



Obr. 1 Schéma Fialova fyziologického modelu tepelného komfortu

Tato verze modelu rozděluje lidské tělo na 19 částí: hlava, tvář, ústa, krk, hrud, záda, pánev a končetiny (vždy levá a pravá, tj. 2x) – paže, předloktí, ruka, stehno, lýtko a chodidlo). Kromě hlavy, která je tvořena částí koule, jsou všechny segmenty válcové. U většiny segmentů je navíc rozlišena orientace v prostoru minimálně pomocí tří sektorů (přední, zadní a boční). Každý segment obsahuje 4 až 6 druhů tkáně a k tomu vrstvu oděvu. Fialův model reprezentuje průměrného člověka o hmotnosti 73,5 kg a ploše pokožky 1,86 m², což odpovídá dle Du Boise [15] člověku o výšce 171,6 cm.

Fyziologický model tepelného komfortu lze rozdělit do tří částí:

- pasivní systém – přenos tepla v živých tkáních [16]
- aktivní systém – termoregulace [17]
- ukazatel *DTS* – vyhodnocení dynamického tepelného pocitu na základě termofyziologie [18]

Pasivní systém

Fialův pasivní systém fyziologického modelu vychází z práce Wisslera [19]. Jedná se o matematický model sdílení tepla uvnitř lidského těla a sdílení tepla člověka s okolím. Sdílení tepla člověka s okolím je vyjádřeno bilanční rovnicí zahrnující přenos tepla vedením, prouděním, krátkovlnným i dlouhovlnným zářením, vypařováním a dýcháním. Šíření tepla uvnitř člověka je popsáno parciálními diferenciálními rovnicemi vedení tepla v živých tkáních dle Pennese [20], která uvažuje pouze radiální směr vedení tepla. Rovnice v sobě zahrnuje vliv akumulace tepla v tkáni, vedení tepla, metabolickou produkci tepla a vliv krevního oběhu v cévách. V modelu je navíc uvažována protiproudá tepelná výměna krví.

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = k \cdot \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\omega}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \dot{q}_m + \rho_b c_b \dot{V}_b (T_{ar} - T) \tag{1}$$

Popis jednotlivých členů rovnice (1): akumulace tepla v lidské tkáni = přenos tepla vedením tkáněmi + produkce tepla uvnitř člověka + přenos tepla krevním oběhem. Rovnice (1) řeší 1D nestacionární vedení tepla koulí (v případě hlavy) a válcem (ostatní segmenty). T_{ar} je teplota krve v žilách, která je definována vždy pro daný segment. Ostatní veličiny v rovnici popisují vlastnosti jednotlivých vrstev tkáně, neboť jsou definovány jako funkce vzdálenosti od jádra vyjádřené poloměrem r . Jedná se o hustotu $\rho(r)$, měrnou tepelnou kapacitu $c(r)$, součinitel tepelné vodivosti $k(r)$, metabolickou produkci tepla $\dot{q}_m(r)$ a krevní objemový tok tkáni $\dot{V}_b(r)$. Řešením této jedné rovnice je funkce teploty tkáně $T(r)$ v závislosti na poloměru.

Podrobnou matematickou definici jednotlivých členů lze nalézt v [3], stejně tak detailní popis numerického řešení. V textu níže je uvedena pouze stručná charakteristika řešeného problému. Pro každý z úseků je předepsána rovnice (1). Fialův model je tedy popsán soustavou 19 parciálních diferenciálních rovnic. Soustava rovnic byla řešena numericky metodou konečných diferencí. Bylo použito Crank-Nicolsonovo schéma, jehož princip je vyjádřen rovnicí (2):

$$\Omega_{CN} T^{(r,t)} = \frac{1}{2} \cdot (\Omega_E T^{(r,t)} + \Omega_I T^{(r,t+1)}) \tag{2}$$

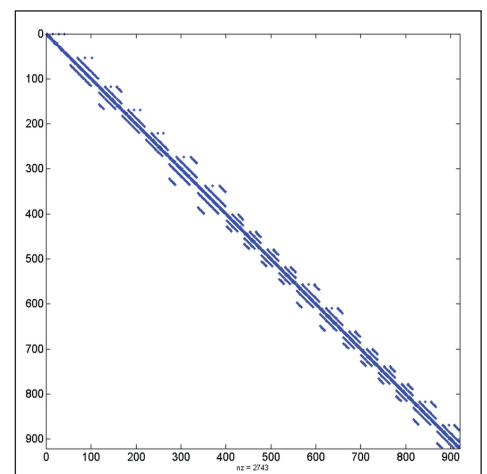
kde $\Omega_{CN}, \Omega_E, \Omega_I$ jsou lineární operátory popisující diskretizaci.

Pomocí této metody byly parciální derivace z rovnice (1) nahrazeny konečnými diferencemi dle tabulky 1.

Tab. 1 Diferenční schéma

$\Omega_E T^{(r,t)}$ explicitní metoda	$\Omega_I T^{(r,t)}$ implicitní metoda
$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T^{(r,t+1)} - T^{(r,t)}}{\Delta t}$	$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{T^{(r,t+1)} - T^{(r,t)}}{\Delta t}$
$\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} = \frac{T^{(r+1,t)} + T^{(r-1,t)} - 2 \cdot T^{(r,t)}}{\Delta r^2}$	$\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} = \frac{T^{(r+1,t+1)} + T^{(r-1,t+1)} - 2 \cdot T^{(r,t+1)}}{\Delta r^2}$
$\frac{\partial T}{\partial r} = \frac{T^{(r+1,t)} - T^{(r-1,t)}}{2 \cdot \Delta r}$	$\frac{\partial T}{\partial r} = \frac{T^{(r+1,t+1)} - T^{(r-1,t+1)}}{2 \cdot \Delta r}$

Výsledkem diskretizace je soustava algebraických rovnic, kde matice soustavy má rozměr 920 x 920. Jedná se o řídkou matici, jejíž obraz je zobrazen na obr. 2 pomocí příkazu Matlabu „spy“. Výsledný počet algebraických rovnic vychází ze skutečnosti, že každá z 19 částí byla rozdělena na 3 až



Obr. 2 Matice soustavy diskretizovaných parciálních diferenciálních rovnic

4 sektory a každý sektor byl dále v radiálním směru rozdělen na 13 až 16 výpočetních uzlů. Pro zvýšení přesnosti řešení je možné navýšit počet uzlů za cenu nárůstu výpočetního času. Nevýhodou zvolené diskretizační metody je vliv časového kroku na stabilitu numerického řešení, proto je nutné zvolit dostatečně malý časový krok, tak aby nedocházelo k numerické nestabilitě. V našem případě byl zvolen časový krok 20 s.

Aktivní systém

Termoregulace člověka (aktivní systém) se aktivuje při vychýlení člověka z neutrálního stavu. Pokud střední teplota pokožky $T_{sk,m}$ je dlouhodobě rovna 34,4 °C, tak se člověk dle Fialy nachází v neutrálním stavu. Jedná se o stav tepelné rovnováhy člověka, ke kterému nebylo zapotřebí využít termoregulaci. V opačném případě na základě odchylek teploty hypotalamu T_{hy} , střední teploty pokožky $T_{sk,m}$ a její časové derivace $dT_{sk,m}/dt$ jsou aktivovány termoregulační odezvy, které slouží k regulaci pasivního systému a udržení přípustné tělesné teploty. Mezi ně patří svalový třes, který způsobuje zvýšenou produkci tepla, vazomotorika ovlivňující průtok krve cévami a její distribuci do vrstvy pokožky a pocení, které zvyšuje odvod tepla vypařováním z pokožky. Matematickou formulaci aktivního systému Fiala definoval pomocí multiregresní analýzy, pro niž použil 20 experimentů dostupných v literatuře, jejímž cílem bylo zjistit termoregulační chování člověka v různých prostředích, viz [3].

Výsledkem fyziologického modelu je předpověď vývoje střední teploty pokožky a teploty jádra pro zadané okrajové podmínky okolního prostředí a člověka. Předností originálního Fialova modelu je jeho důkladná validace. Nejprve Fiala sám validoval model na základě starších měření publikovaných ve vědecké literatuře, které zahrnovalo široké rozmezí teplot vzduchu od 5 do 50 °C a činnosti člověka od 0,8 do 10 met. Navíc v roce 2012 proběhla důkladná a nezávislá validace pomocí nových měření [21].

Dynamický tepelný pocit (DTS)

Fiala na základě predikce teploty hypotalamu T_{hy} [°C], střední teploty pokožky $T_{sk,m}$ [°C] a její časové derivace $dT_{sk,m}/dt$ [°C/h] vytvořil algoritmus vyhodnocení celkového tepelného pocitu dle ukazatele *DTS* (dynamický tepelný pocit), který je stejně jako ukazatel *PMV* definován dle sedmibodové ASHRAE stupnice tepelných pocitů, viz tabulka 2. Jedná se o empirický vztah určený na základě regresní analýzy experimentálních dat, která obsahovala hodnocení celkového tepelného pocitu v závislosti na teplotě vnitřního prostředí. Níže je uveden pouze stručný přehled algoritmu, podrobnější informace lze nalézt v [3].

Tab. 2 Sedmibodová stupnice ASHRAE tepelných pocitů

Hodnota	Slovní vyjádření	
	anglicky	česky
+3	hot	horko
+2	warm	teplo
+1	slightly warm	mírně teplo
0	neutral	neutrálně
-1	slightly cool	mírně chladno
-2	cool	chladno
-3	cold	zima

Matematická formulace ukazatele *DTS* je vyjádřena vztahem

$$DTS = 3 \cdot \tanh(f_{sk} + \Phi + \Psi), \quad (3)$$

kde jednotlivé členy jsou závislé na míře vychýlení aktuálního tepelného stavu člověka z neutrálního stavu. Míra vychýlení je charakterizována pomocí odchylky vnitřní teploty hypotalamu $\Delta T_{hy} = T_{hy} - 37$ a odchylky střední teploty pokožky $\Delta T_{sk,m} = T_{sk,m} - 34,4$. Pokud $\Delta T_{sk,m} = 0$, pak ukazatel *DTS* = 0, což dle tabulky 3 odpovídá neutrálnímu tepelnému pocitu.

První člen rovnice (3) zachycuje vliv střední teploty pokožky $T_{sk,m}$ na celkový tepelný pocit.

$$f_{sk} = \begin{cases} 1,026 \cdot \Delta T_{sk,m} & \text{pro } \Delta T_{sk,m} > 0 \\ 0,298 \cdot \Delta T_{sk,m} & \text{pro } \Delta T_{sk,m} < 0 \end{cases} \quad (4)$$

Druhý člen rovnice (3) definuje vliv vnitřní teploty na celkový tepelný pocit. V případě, že $\Delta T_{hy} \leq 0$ nebo $\Delta T_{sk,m} \geq 5$, pak $\Phi = 0$, jinak

$$\Phi = 6,662 \cdot \exp\left(\frac{-0,565}{\Delta T_{hy}}\right) \cdot \exp\left(\frac{-7,634}{5 - \Delta T_{sk,m}}\right) \quad (5)$$

Třetí člen rovnice (3) je tzv. dynamický člen definovaný následujícím vztahem

$$\Psi = \frac{\tau}{1 + \Phi} \quad (6)$$

Pokud definujeme $\Psi = 0$, potom z ukazatele *DTS* získáme pouze tzv. statický tepelný pocit *TS*, který se svým průběhem přibližuje k hodnotám, které by poskytl ukazatel *PMV*. Dynamický člen Ψ je oproti předchozím členům rovnice (3) závislý na parametru τ , který zohledňuje rychlost změny a dobu trvání změny tepelného stavu člověka a rozlišuje, zdali se jedná o ochlazování či ohřívání lidského těla. Rychlost změny je vyjádřena časovou derivací střední teploty pokožky $dT_{sk,m}/dt$. Je důležité zdůraznit, že do tohoto regresního modelu je potřeba zadávat časovou derivaci v [°C/h]!

$$\tau = \begin{cases} 0,137 \cdot \frac{\max(dT_{sk,m}/dt)}{(1+z)} \exp[-0,681(t - t_{max})] & \text{pro } \Delta T_{sk,m} > 0 \\ 0,114 \cdot \frac{dT_{sk,m}}{dt} & \text{pro } \Delta T_{sk,m} < 0 \end{cases} \quad (7)$$

kde t je aktuální čas, t_{max} je čas výskytu maxima derivace $dT_{sk,m}/dt$. V případě, že $\Delta T_{sk,m} > 0$, pak $z = 0$, jinak

$$z = \frac{-dT_{sk,m}/dt}{\max(dT_{sk,m}/dt)} \quad (8)$$

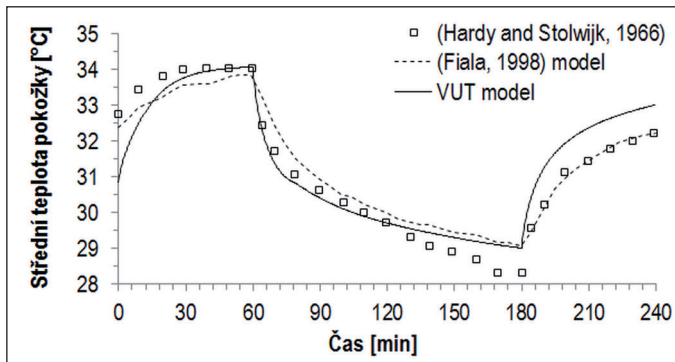
VÝSLEDKY

Naše implementace Fialova modelu do Matlabu byla doposud otestována a porovnána s výsledky experimentů, které jsou uvedeny ve validačním manuálu Fialova modelu od firmy P+Z [8]; odtud také byly získány výsledky původního Fialova modelu pro účely porovnání.

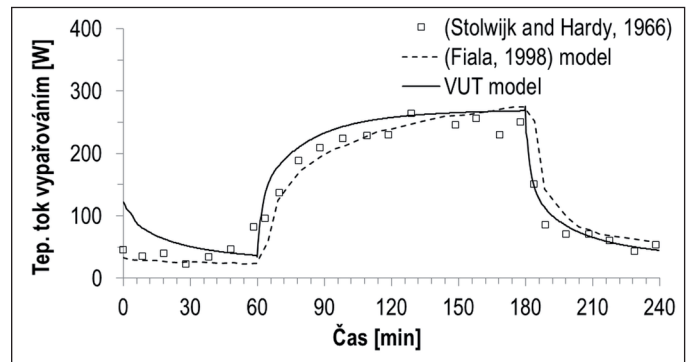
První porovnání bylo provedeno pro scénář přechodu člověka z neutrálního prostředí do chladného a zpět.

- $T_a = T_r = 28$ °C (pro $t = 0-60$ min)
- $T_a = T_r = 18$ °C ($t = 60-180$ min)
- $T_a = T_r = 28$ °C ($t = 180-240$ min)

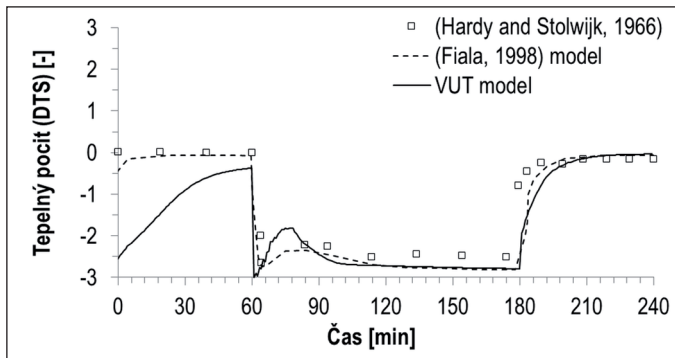
Ostatní parametry jsou: $\varphi = 40$ %; $M = 1,15$ met; $v = 0,1$ m/s; $R_{cl} = 0,1$ m²·K·W⁻¹. Na obr. 3 lze vidět, že střední teplota pokožky



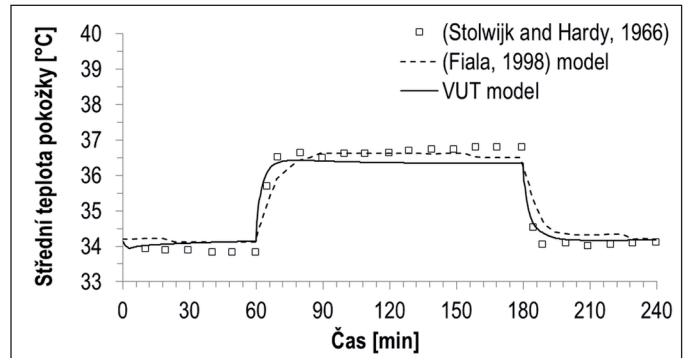
Obr. 3 Střední teplota pokožky $T_{sk,m}$. Scénář 28–18–28 °C.



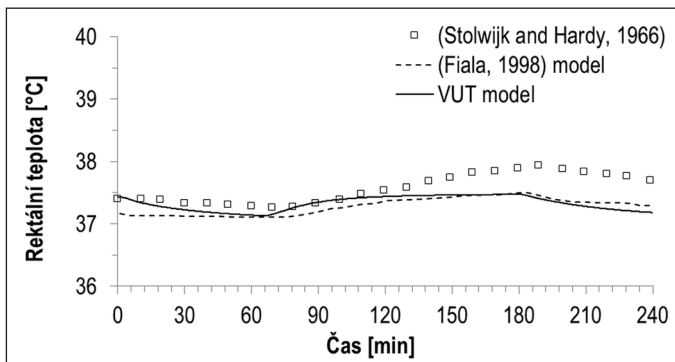
Obr. 6 Tepelný tok vypařováním. Scénář 28–48–28 °C.



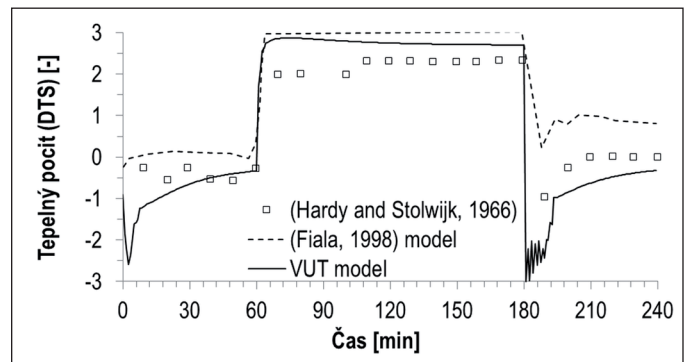
Obr. 4 Celkový tepelný pocit – ukazatel DTS. Scénář 28–18–28 °C.



Obr. 7 Střední teplota pokožky $T_{sk,m}$. Scénář 28–48–28 °C.



Obr. 5 Rektální teplota. Scénář 28–48–28 °C.



Obr. 8 Celkový tepelný pocit – ukazatel DTS. Scénář 28–48–28 °C.

relativně dobře odpovídá jak původnímu Fialovu modelu, tak i experimentu. Na obr. 4 je pak uvedeno porovnání týkající se tepelného pocitu. U obou veličin největší odchylky jsou na začátku scénáře.

Druhým scénářem pro testování modelu byl scénář přechodu z neutrálního prostředí do horkého a zpět.

- $T_a = T_r = 28,1$ °C, $\varphi = 43$ % (pro $t = 0-60$ min)
- $T_a = T_r = 47,8$ °C, $\varphi = 27$ % ($t = 60-180$ min)
- $T_a = T_r = 28,3$ °C, $\varphi = 43$ % ($t = 180-240$ min)

Ostatní parametry jsou: $M = 1,15$ met; $v = 0,1$ m/s; $R_{cl} = 0,1$ m²·K·W⁻¹. Na obr. 5 je uvedeno porovnání vnitřní tělesné teploty (rektální), kde lze pozorovat velmi dobrou shodu mezi verzemi modelů, o něco méně pak i experimentu. Velmi dobrá shoda je v případě tepelných toků vypařováním, což je v horkém prostředí nejpodstatnější tepelná výměna, viz obr. 6. Porovnání střední teploty pokožky pro horké prostředí je uvedeno na obr. 7 a tepelného pocitu na obr. 8.

Z porovnání výsledků je patrné, že simulace jednotlivých verzí Fialova modelu se od sebe drobně liší. Je to dáno tím, že v rámci vývoje jednotlivých verzí modelu byly použity odlišné programy s vlastními numerickými algoritmy a byla zvolena různá diskretizace soustavy parciálních diferenciálních rovnic (různý počet sektorů a výpočetních uzlů). Odchylka povrchových teplot modelu od měření je přijatelná vzhledem ke složitosti problému, kdy model uvažuje průměrného člověka, přestože každý člověk může mít jinou tělesnou konstituci, věk apod. Do vnímání tepelného pocitu vstupují i další vlivy, např. stupeň aklimatizace, psychologické aspekty či aktuální zdravotní stav. Z tohoto důvodu je potřeba na hodnotu ukazatele *DTS* nahlížet podobně jako na ukazatel *PMV*, tj. jako na předpokládané průměrné hodnocení prostředí větší skupinou lidí, a dle [2] vyhodnotit předpokládané procento nespokojených lidí.

Přesnost predikce modelu také úzce souvisí s mírou přesnosti určení vstupních parametrů.

Zásadní nejistota spočívá v definici tepelných odporů oděvu, kdy pouze na základě zevrubného popisu skladby oděvu mají být určeny jejich izolační vlastnosti dle [2]. Bohužel experimenty uvedené v odborné literatuře mnohdy obsahují příliš vágní informace týkající se skladby oděvu a jeho tepelně izolačních vlastností, na základě nichž by bylo možné úplně přesně stanovit potřebné lokální tepelné odpory vstupující do modelu. Vzhledem k možnostem našeho pracoviště provést přímé měření lokálních tepelných odporů oděvu pomocí vyhřívání figuríny jsme schopni v budoucnu do značné míry eliminovat tuto zásadní nejistotu.

ZÁVĚR

Výsledkem tohoto příspěvku je implementace Fialova fyziologického modelu tepelného komfortu do Matlabu. Fialův model byl vybrán, protože dle autorů v současné době patří mezi nejpokročilejší metody jak simulovat termofyziologii člověka. Model byl otestován na dvou scénářích reprezentujících přechod člověka z tepelně neutrálního do horkého a chladného prostředí. Z porovnání výsledků vyplývá, že naše implementace Fialova modelu v Matlabu se chová obdobně jako původní Fialův model. Zbývá doladit predikci ukazatele *DTS*, zejména v oblasti dynamických změn, což je ilustrováno v kapitole Výsledky. V probíhajícím projektu [1] je dále v plánu provést na skupině dobrovolníků testy v klimatické komoře s cílem získat experimentální data pro ověření modelu. Pro dané podmínky prostředí, přesně definovanou činnost a skladbu oděvu budou zaznamenávány teploty pokožky a tepelné pocity jednotlivých testovaných subjektů.

Kontakt na autora: pokorny.j@fme.vutbr.cz

Tento článek byl vytvořen řešením projektu LO1202 NETME CENTRE PLUS za finanční podpory Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy v rámci Národního programu udržitelnosti I.

Použité zdroje:

- [1] Informační systém výzkumu, experimentálního vývoje a inovací: TE01020020 – Centrum kompetence automobilového průmyslu Josefa Božka (2012-2017) [online]. Rada pro výzkum, vývoj a inovace, 2015. Dostupné z: <http://www.isvav.cz/projectDetail.do?rowId=TE01020020>
- [2] ČSN ISO 7730:2006. *Ergonomie tepelného prostředí - Analytické stanovení a interpretace tepelného komfortu pomocí výpočtu ukazatelů PMV a PPD a kritéria místního tepelného komfortu.*
- [3] FIALA, D. *Dynamic simulation of human heat transfer and thermal comfort.* 1998. Ph.D. Thesis. De Montfort University.
- [4] TANABE, S., KOBAYASHI, K., aj. Evaluation of thermal comfort using combined multi-node thermoregulation (65MN) and radiation models and computational fluid dynamics (CFD). *Energy and Buildings.* 2002, roč. 34, č. 6, s. 637-646.
- [5] JEFFERS, M., CHANEY, L., aj. Climate Control Load Reduction Strategies for Electric Drive Vehicles in Warm Weather. *SAE Technical Paper.* 2015-01-0355, 2015.
- [6] ASHRAE. *ASHRAE Handbook Fundamentals.* Atlanta, 2001. ISBN 1-883413-88-5.
- [7] MATHWORKS. *Matlab R2012b – Release Highlight* [software]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com>
- [8] P+Z ENGINEERING GmbH. *Theseus-FE 4.0 – Validations Manual.* München, 2011.
- [9] LICHTENBELT, W., FRIJNS, A., aj. Validation of an individualised model of human thermoregulation for predicting responses to cold air. *International Journal of Biometeorology.* 2007, roč. 51, č. 3, s. 169-179.
- [10] CROPPER, P., FIALA D., aj. Exchange of simulation data between CFD program and a multi-segmented human thermal comfort model. *Proceedings of the 5th Windsor Conference Air Conditioning and the Low Carbon Cooling Challenge.* Cumberland Lodge Windsor UK, 2008.
- [11] VAN TREECK, C., FRISCH, J., aj. Integrated thermal comfort analysis using a parametric manikin model for interactive real-time simulation. *Journal of Building Performance Simulation.* 2009, roč. 2, č. 4, s. 233-250.
- [12] FIALA, D., HAVENITH G., aj. UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation. *Int J Biometeorol.* 2012, roč. 56, č. 3, s. 429-441.
- [13] P+Z ENGINEERING GmbH. *Theseus-FE 4.0 – Theory Manual.* München, 2011.
- [14] MILLER, T., NELSON, D., aj. Dynamic Simulation of Human Thermoregulation and Heat Transfer for Spaceflight Applications. *41st International Conference on Environmental Systems.* Portland, Oregon, USA, 2011.
- [15] DU BOIS, D., DU BOIS, E. F. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Arch Intern Medicine.* 1916, roč. 17, s. 863-871.
- [16] FIALA, D., LOMAS, K. J., aj. A Computer Model of Human Thermoregulation for a Wide Range of Environmental Conditions: the Passive System. *Journal of Applied Physiology.* 1999, roč. 87, č. 5, s. 1957-1972.
- [17] FIALA, D., LOMAS K. J., aj. Computer Prediction of Human Thermoregulatory and Temperature Responses to a Wide Range of Environmental Conditions. *International Journal of Biometeorology.* 2001, roč. 45, č. 3, s. 143-159.
- [18] FIALA, D. First Principles Modeling of Thermal Sensation Responses in Steady State and Transient Conditions. *ASHRAE Transactions.* 2003, č. 109, s. 179-186.
- [19] WISSLER, E. A mathematical model of the human thermal system. *Bulletin of Mathematical Biology.* 1964, roč. 26, č. 2, s. 147-166.
- [20] PENNES, H. H. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm. *Journal of Applied Physiology.* 1948, roč. 1, č. 2, s. 93-122.
- [21] PSIKUTA, A., FIALA, D., aj. Validation of the Fiala multi-node thermophysiological model for UTCI application. *International Journal of Biometeorology.* 2012, roč. 56, č. 3, s. 443-460. ■

Draabe s přímým zvlhčováním vzduchu v místnostech

Na ISH 2015 vystavil Draabe zvlhčovač vzduchu NanoFog Sens a zcela přepracovaný systém přípravy vody Pur. Systém zvlhčování byl vyvinut pro užití v citlivých prostorech s malou potřebou vlhkosti a nutností nízké hladiny ak. tlaku. Příklady užití jsou kancelářské budovy, muzea a laboratoře. Systém vytváří pomocí digitálně řízené vysokotlaké trysky mikrojemnou mlhu přímo a rychle ve vzduchu místnosti. Pomocí dále vyvinutého membránového zařízení může nový systém PerPur využít až 80 % vody nasazené ke zvlhčování, čímž zajišťuje hospodárnější provoz. Optimalizován byl i vysokotlaký systém HighPur a přidávaný systém SynPur pro zvlhčování čistých místností (clean room). Podle uživatelů zvyšuje účinek a snižuje provozní náklady. Všechny Pur systémy jsou vybaveny přenosnými kontejnery a jsou výrobcem pravidelně půlročně vyměňovány pro preventivní záruku hygieny a provozní bezpečnosti.

Pramen: CCI 03/2015, s. 77

(AB)

