

POROVNÁNÍ FYZIOLOGICKÝCH PARAMETRŮ PŘI PRACOVNĚ-TEPELNÉ ZÁTĚŽI POMOCÍ INVAZIVNÍHO A NEINVAZIVNÍHO MĚŘENÍ

PHYSIOLOGICAL PARAMETERS COMPARISON DURING OCCUPATIONAL HEAT LOAD USING INVASIVE AND NON-INVASIVE MEASUREMENTS

Jaromír Sobotka^{a*}, Michal Mašín^b, Jiří Slabotinský^a, Vojtěch Grün^c, Pavel Častulík^d^a Dekonta CBRN, s.r.o., Vídeňská 134/102, 619 00 Brno^b SÚJCHBO, v.v.i., Kamenná 71, 262 31 Milín^c Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Kamenice 753/5, 625 00 Brno^d DEKONTA, a.s., Vídeňská 134/102, 619 00 Brno

*Korespondující autor. e-mail: jaromir.sobotka@dekontacbrn.cz, tel.: +420 604 249 724

Abstrakt

Při pracovní-tepelné zátěži člověka je část generované metabolické energie odváděna do vnějšího prostředí sáláním a chlazením při odpařování potu. Osoby pracující v osobních ochranných oděvech, které omezují přestup tepla a odvod potu pro termoregulaci do okolí jsou vystaveny riziku hypertermie z důvodu akumulace metabolického tepla uvnitř organismu. Pro zvýšení bezpečnosti práce a ochrany zdraví je žádoucí sledovat fyziologické funkce osob při práci, kterými jsou srdeční frekvence a teplota tělesného jádra. Pro tyto účely byla porovnána spolehlivost technologie neinvazivního měření teploty tělesného jádra pomocí senzoru CORE s tradiční invazivní technologií rektální sondy. Výsledky porovnání jsou příslibem využití neinvazivního měření teploty pro monitorování osob v osobních ochranných oděvech v reálných podmínkách.

Klíčová slova: *Neinvazivní měření, Pracovní-tepelná zátěž, Teplota jádra těla, Senzor CORE*

Abstract

During an occupational heat load, part of the generated metabolic energy is transferred to the ambient environment by radiation and cooling through sweat evaporation. Persons working in personal protective equipment (PPE) that limit heat transfer and sweat dissipation for thermoregulation to the environment are at high risk of hyperthermia due to the metabolic heat accumulation within the body. Therefore, it is desirable to monitor the physiological workload functions of persons, such as heart rate and core body temperature, to improve occupational safety and health protection. For this purpose, we compared the reliability of the non-invasive core body temperature measurement technology using the CORE sensor with the traditional invasive rectal probe technology. The results show promise for using non-invasive temperature measurement for monitoring people in PPE under real-world conditions.

Key words: *Core body temperature, CORE sensor, Non-invasive measurements, Occupational heat stress*

1. ÚVOD

Při každé fyzické práci člověka je díky metabolickým procesům produkována energie, která je využita pro danou činnost, avšak lidský organismus je schopný využít metabolickou energii jen s omezenou účinností. Zbytek energie je transformován na teplo, které je za normálních podmínek přirozeně odváděno do okolí konvencí, kondukcí a radiací, ale zejména odpařováním potu, kde se spotřebovává energie ve formě tepla na změnu skupenství vody z kapalné na plynnou. Všechny tyto procesy zajišťují tepelnou rovnováhu organismu, tedy rovnovážnou teplotu tělesného jádra (CBT; core body temperature) okolo +37 °C (Slabotinský a Lunerová 2017). Avšak mohou nastat situace, kdy se organismus dostane do tepelného stresu a termoregulační systém těla již není schopen rovnovážnou teplotu udržet. V tom případě může dojít k podchlazení organismu při poklesu CBT pod +35 °C (hypotermie) nebo naopak k přehřátí organismu (hypertermie). Pro náš účel je právě významnější hypertermie, kdy je CBT vyšší jak +37 °C. Hypertermie může být rozdělena na několik stupňů podle CBT, jejíž hodnota poté udává míru závažnosti. Do teploty +38.5 °C lze hypertermii považovat za mírnou. Při teplotě v rozmezí +38.5-39.5 °C nastává tzv. vyčerpanost z tepla, a při teplotě +39.5-40.5 °C tzv. hluboká vyčerpanost z tepla. CBT nad hodnotu +40.5 °C je tzv. úpal, kdy dochází k nezvratnému poškození organismu (Jackliths et al. 2016).

Hypertermie nastává, pokud nedochází k dostatečnému odvodu přebytečného tepla z organismu, tedy k ochlazování. Může se jednat o situace, kdy je člověk vystaven nadměrně vysoké teplotě, tj. akumulace tepla převyšuje výdej tepla do okolí, anebo pracuje v osobních ochranných oděvech (OOO), které omezují nebo zabraňují přestupu tepla do okolí (Lee et al. 2020). Teplo, které není odvedeno do okolí se akumuluje v těle a zvyšuje CBT. Abychom zajistili nejenom komfort při pracovní-tepelné zátěži, ale především bezpečnost osob, je nutné zamezit zvýšení CBT nad hodnotu +38.5 °C (ACGIH 2021). Proto je nutný monitoring CBT společně se srdeční frekvencí (HR), jako dalším limitujícím fyziologickým parametrem, abychom získali informace o stavu člověka během fyzické zátěže. Při překročení horních limitních hodnot těchto parametrů (CBT = +39 °C (Anon. 2004); HR = 220 – věk pulsů.min⁻¹) může dojít k ohrožení zdraví člověka.

Měření HR v laboratorních podmínkách je zajištěno obvykle elektrokardiografem (EKG), který navíc poskytuje dodatečné informace o srdeční aktivitě. Pro měření CBT se využívá různých invazivních nebo neinvazivních tepelných čidel v různých místech těla, např. ušní bubínek, zvukovod, ústa, jícen, gastrointestinální trakt, anebo v našem případě, rektum (Anon. 2004). Avšak v terénních podmínkách mimo laboratorní prostředí je měření CBT pomocí standardního rektálního tepelného čidla velmi problematické, proto je třeba využít alternativních metod, které pro monitorované osoby budou komfortní a nebudou je rušit při práci

Měření HR v terénních podmínkách je v dnešní době již spolehlivé a pro využití v terénu se nabízí řada zařízení jako jsou tepové pásy, chytré hodinky, či fitness náramky. Pro neinvazivní měření CBT lze použít senzory přiložené na kůži, které pomocí algoritmů vypočítávají předpokládanou CBT. Přestože tyto senzory nemusí při měření během pracovní-tepelné zátěže poskytovat shodné hodnoty jako měření teploty v rektu, jejich praktická využitelnost a snadná aplikovatelnost může tento nedostatek kompenzovat. Během posledních let vývoj neinvazivních senzorů značně pokročil a již jsou schopny poskytovat porovnatelné výsledky s invazivními metodami, a lze je tedy považovat za dostatečně spolehlivé (Ajčević et al. 2022).

2. CORE SENZOR PRO NEINVAZIVNÍ MĚŘENÍ TEPLoty JÁDRA TĚLA

Jedním z neinvazivních senzorů je zařízení CORE vyvinuté firmou greenTEG AG, Švýcarsko (obrázek 1). K určení CBT využívá toto zařízení dvou parametrů – senzoru teploty kůže a tepelného toku pokožkou, které jsou přímo měřeny. Z těchto získaných parametrů je poté statistickými modely nepřímo vypočítaná CBT. Algoritmus pro výpočet byl vyvíjen pomocí srovnávání s pilulkovým (polykacím) teplotním čidlem (systém BodyCap eCelsius, Francie) jako referenčním měřením CBT a dalšími senzory (teplota kůže, tepelný tok, teplota vzduchu) pro zajištění co největší přesnosti. Při porovnání naměřených hodnot s pilulkovým teplotním čidlem bylo dosaženo průměrné absolutní odchylky $\pm 0,210$ °C a směrodatné odchylky $\pm 0,275$ °C (greenTEG AG 2021).

Obrázek 1: Senzor CORE s HR snímačem na hrudním pásu.



Senzor CORE využívá dvou typů algoritmu: „základní“ a „kombinovaný“ algoritmus.

„Základní“ algoritmus senzoru CORE není propojený s HR senzorem a pro výpočet CBT využívá pouze teplotu kůže a tepelný tok pokožkou. Jelikož tento algoritmus využívá pouze „teplotní“ hodnoty, jeho omezení je v pomalé reakci na rychlé změny CBT, které se projevují na povrchu těla se značným zpožděním. Také v případě nízké teploty okolí, kdy teplota kůže klesne pod +34 °C, může senzor CORE poskytovat nepřesné hodnoty CBT (greenTEG AG 2021). „Základní“ algoritmus je proto vhodný pro sledování tzv. každodenních aktivit s nízkou zátěží, horečnatých stavů nebo cirkadiálního cyklu.

„Kombinovaný“ algoritmus předpokládá neustálé propojení s HR senzorem. Tento algoritmus kompenzuje omezení „základního“ algoritmu, tedy má rychlejší odezvu. Změny CBT jsou v tomto případě závislé i od změny HR a umožňují tedy i měření při nízkých teplotách okolí. Podmínkou tohoto algoritmu je nutnost trvalého propojení HR senzoru, kde při několikaminutovém výpadku signálu může dojít k přepnutí mezi algoritmy a tedy k nepřesným hodnotám CBT (greenTEG AG 2021). „Kombinovaný“ algoritmus je vhodný pro sledování aktivit se střední a velkou zátěží, při pracovní-tepelné zátěži a při práci v OOO.

3. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Cílem testování bylo ověřit aplikovatelnost a přesnost měření teploty tělesného jádra neinvazivní metodou pomocí senzoru CORE při definovaných klimatických podmínkách a zátěži. Získaná data byla porovnána s hodnotami rektálního tepelného čidla, které je paralelně použito pro měření CBT. Při simulaci pracovní-tepelné zátěže s využitím klimatické komory lze nastavovat různé klimatické a zátěžové podmínky a otestovat tak porovnatelnost hodnot CBT ze senzoru CORE a rektálního tepelného čidla.

Měření se provádělo v laboratoři pro sledování osob v extrémních podmínkách, Státního ústavu jaderné, chemické a biologické ochrany, v.v.i., a v laboratoři Fakulty sportovních studií Masarykovy univerzity.

Testy v laboratořích probíhaly od 80 do 120 minut (střídání odpočinkové a zátěžové fáze) za klimatických podmínek +30 °C, 30 – 40 % relativní vlhkosti, 0,2 m.s⁻¹ proudění vzduchu. Probandi byly vystaveni lehké zátěži, na pásovém ergometru (4 km.h⁻¹, 10° sklon) nebo eliptickém ergometru, odpovídající celkové zátěži přibližně 250 W.

3.1 Popis oděvů

Testy OOO byly rozděleny podle vrstvy, kterou podvlek/oděv zaujímá na těle, a typu podvleku/oděvu (či jejich kombinaci), který byl spárován s různými osobními ochrannými prostředky (OOP), které by měly odpovídat ochraně dané kategorie, do které je podvlek/oděv zařazen.

Anatomický podvlek pro odvod potu – 1. vrstva OOO. Jedná se o nezbytnou základní vrstvu OOO. Anatomický podvlek zajišťuje co nejefektivnější odvod potu, který je zaručen přímým kontaktem podvleku s pokožkou uživatele a rovněž plní funkci dermatologické ochrany citlivé zpocené pokožky. Anatomický podvlek je vyroben zcela beze švů (wholegarment) 3D pletací technologií z kombinace polypropylenu (PP), který je hydrofobní, nenasákavý, zdravotně nezávadný, barevně a rozměrově stálý, a elastického vlákna lycry, která zaručuje dostatečnou pružnost podvleku. Testována byla dvoudílná varianta obsahující dlouhé spodky a triko s dlouhým rukávem a integrovanou kapucí.

Adsorpční uhlíkový podvlek – 2. vrstva OOO. Jedná se o adsorpční podvlek z textilie 100% aktivního uhlí pro ochranu proti parám a plynům chemických látek. Podvlek není určen na přímé nošení na těle, a v dané variantě, ani jako vnější vrstva OOO. Předpokládá se nošení pod ochranným nebo jiným pracovním oděvem. Podvlek je zhotoven z adsorpčního uhlíkové pleteniny oboustranně laminované polyesterovou tkaninou. Testována bylo třídílná varianta obsahující kombinézu, kapuci a návleky na chodidla.

Oděv „Nanomembrane“ – 2.-3. vrstva OOO. Jedná se o perspirační ochranný oděv propustný pro vodní páru, který je určen jako vnější vrstva OOO. Oděv je vytvořen z experimentální textilie tvořené polyesterovým základem a nanovláknennou vrstvou/membránou. Oděv je určen k předpokládané ochraně proti částicím, bakteriím a virům, částečně proti kapalině.

Oděv „Porotex“ – 2.-3. vrstva OOO. Jedná se o perspirační ochranný oděv propustný pro vodní páru, který je určen jako vnější vrstva OOO. Oděv je vytvořen z textilie z polyesterového základu

s polyurethanovým zátěrem. Oděv je určen k předpokládané ochraně proti částicích, bakteriím a virům, částečně proti kapalině.

3.2 Použité vybavení a testované kombinace

Pro testy bylo využito systémů sledujících různé fyziologické parametry.

- Senzor CORE na hrudním pásu s HR snímačem (bezdrátová komunikace; použití „kombinovaného“ algoritmu) – neinvazivní teplota jádra těla, teplota kůže v místě kontaktu senzoru, srdeční frekvence pomocí HR snímače, poloha ve třech osách
- FlexiGuard (bezdrátová komunikace) – invazivní teplota jádra těla pomocí rektální sondy, teplota kůže na osmi místech pomocí kabelových senzorů, vlhkost pod oděvem, srdeční frekvence, poloha ve třech osách.
- Viridia (drátová komunikace) – invazivní teplota jádra těla pomocí rektální sondy, srdeční frekvence, EKG.
- Almemo (drátová komunikace) – teplota kůže na osmi místech pomocí kabelových senzorů.

Testované OOO:

- Anatomický podvlek - dvoudílný anatomický podvlek, spodní prádlo, ponožky, sportovní obuv
- Adsorpční uhlíkový podvlek – třídílný adsorpční uhlíkový podvlek, dvoudílný anatomický podvlek, spodní prádlo, bezpatové ponožky, podvlekové rukavice, ochranné holiny, ochranná maska, ventilátor pro přívod vzduchu do ochranné masky (90 l/min)
- Oděv „Nanomembrane“/„Porotex“ – oděv „Nanomembrane“/„Porotex“, dvoudílný anatomický podvlek, spodní prádlo, bezpatové ponožky, podvlekové rukavice, ochranné gumové rukavice, ochranné holiny, ochranná maska, ventilátor pro přívod vzduchu do ochranné masky (90 l/min)

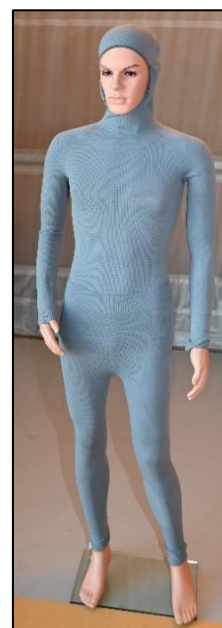
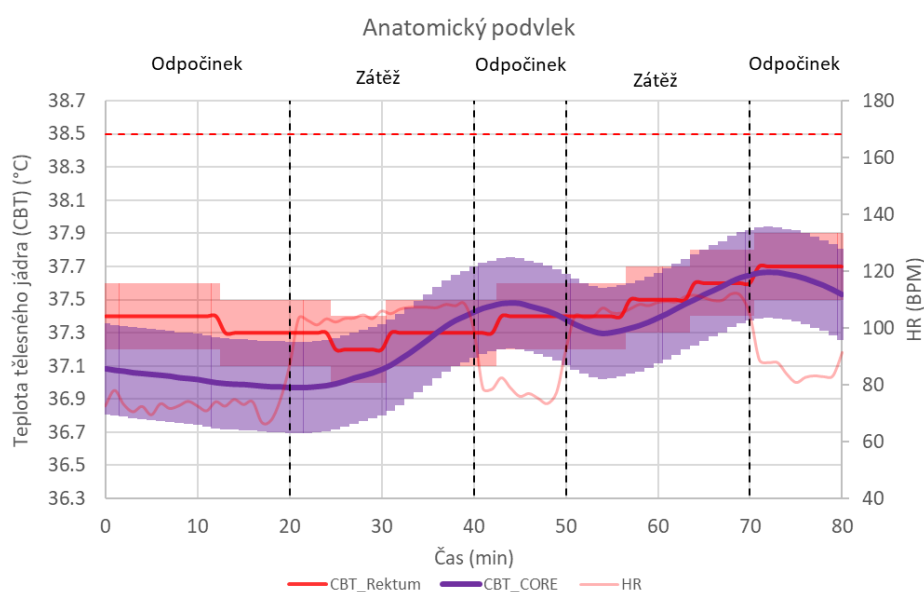
4. VÝSLEDKY A POROVNÁNÍ

Jelikož jsou výsledky měření fyziologických parametrů individuální a závislé na testovaném OOO a probandovi, níže uvedené výsledky (4.1 – 4.4) představují reálně naměřené modelové ukázky reprezentující daný podvlek/oděv. V sekci 4.5 jsou poté porovnány všechny naměřené výsledky pomocí „indexu fyziologické zátěže“ (PSI).

4.1 Anatomický podvlek

Graf na obrázku 2 ukazuje typický průběh křivky CBT_CORE senzoru CORE, která se opakovala i při ostatních testech s anatomickým podvlekem. Jelikož je pro měření použit „intenzivní“ algoritmus, tak se CBT_CORE dorovná s CBT_Rektum přibližně až po 30 minutách od testu. A to z důvodu, že „intenzivní“ algoritmus je závislý na srdeční frekvenci, která je z počátku testu klidová a algoritmus tedy předpokládá rovnovážnou CBT okolo +37 °C. Pokud by byl senzor CORE na těle probanda delší dobu před testem, tento rozdíl by se minimalizoval, jelikož by algoritmus mohl pro výpočet využít více dat. Od poloviny první zátěžové fáze (30 minuta) je hodnota CBT_CORE velmi dobře porovnatelná s referenční hodnotou CBT_Rektum. Vlnový průběh křivky, tj. nárůst na konci zátěže a pokles na konci odpočinku, je způsoben vlivem tepové frekvence, kde nižší tepová frekvence v odpočinkové fázi ovlivní algoritmus, který s určitým zpožděním vyhodnotí pokles CBT. Avšak tento pokles je po určité době v zátěžové fázi opět dorovnán.

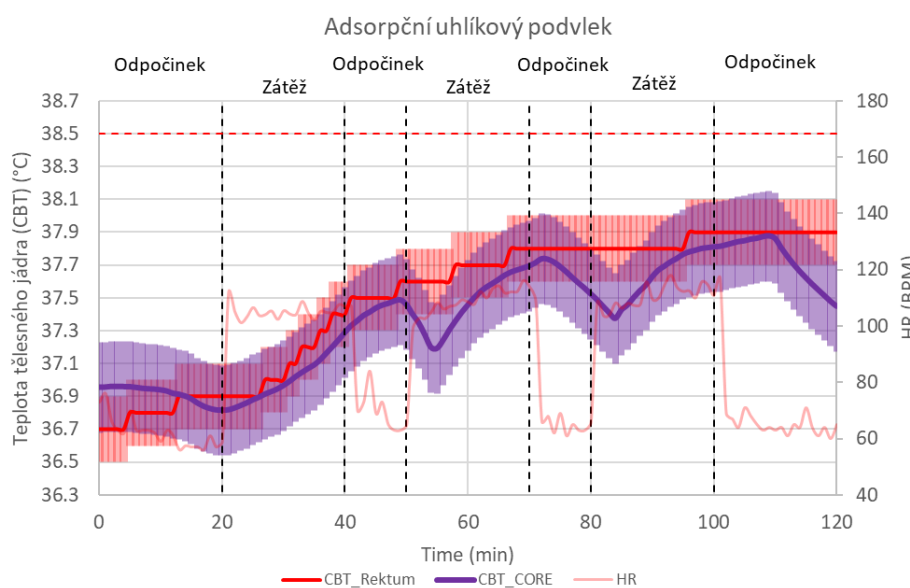
Obrázek 2: Vlevo - Graf vývoje teploty tělesného jádra (CBT) při měření s probandem (+30 °C, 30 % vlhkost) v anatomickém podvleku. Pás okolo křivky CBT_CORE vyjadřuje směrodatnou odchylku měření senzoru CORE ($\sigma = \pm 0.275$). Pás okolo křivky CBT_Rektum vyjadřuje chybu měření přístroje FlexiGuard nebo Viridia (± 0.2); Vpravo – manekýn s dvoudílným anatomickým podvlekem.



4.2 Adsorpční uhlíkový podvlek

Adsorpční uhlíkový podvlek slouží jako 2. vrstva OOO a v kombinaci s 1. vrstvou anatomického podvleku lze předpokládat nárůst teploty jádra těla oproti testu pouze s anatomickým podvlekem. Jelikož se nejedná o stejného probanda jako u anatomického podvleku, přímé porovnání by vnášelo příliš velkou nejistotu. Avšak graf na obrázku 3 ukazuje dobrou porovnatelnost CBT_CORE s CBT_Rektum. Mírné vychýlení CBT_CORE na počátku měření je od 15 minut vyrovnané a i prudký nárůst v první zátěžové fázi (20-40 minut) je zohledněn. Výrazný pokles teploty v 55, 85 a 110 minutě byl způsoben výpadkem HR snímače v odpočinkových fázích, kde dochází k nedokonalému přilnutí HR snímače na těle pravděpodobně v důsledku sedu. Tento jev byl pozorován opakovaně u vícero měření. Avšak i přes toto omezení je algoritmus po opětovné funkci HR snímače schopen hodnotu CBT dorovnat během 10 minut. Pokud by nedocházelo k výpadkům HR snímače na hrudním pásu, průběh křivky CBT_CORE by byl kontinuální jako u grafu na obrázku 2.

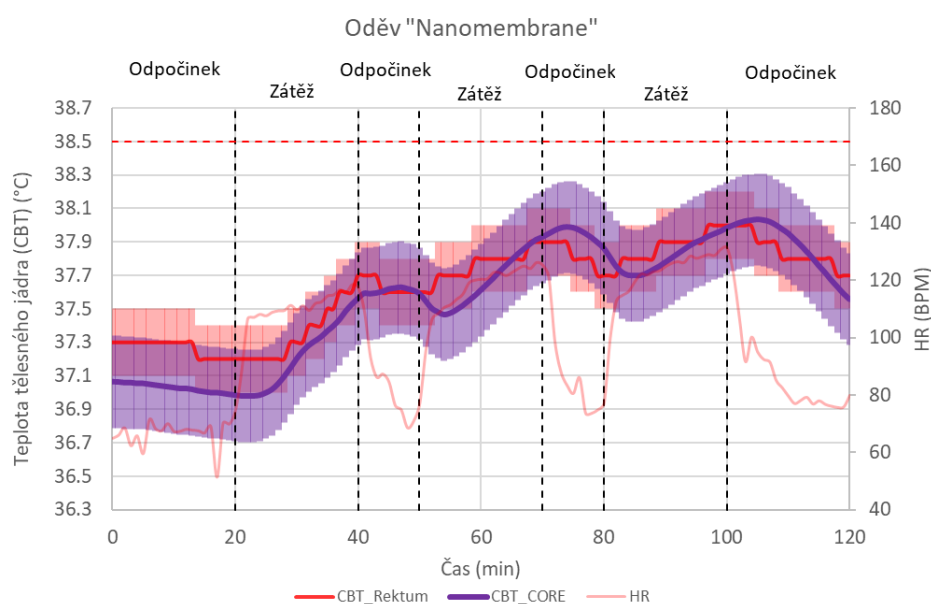
Obrázek 3: Vlevo – Graf vývoje teploty tělesného jádra (CBT) při měření s probandem (+30 °C, 30 % vlhkost) v adsorpčním uhlíkovém podvleku. Pás okolo křivky CBT_CORE vyjadřuje směrodatnou odchylku měření senzoru CORE ($\sigma = \pm 0.275$). Pás okolo křivky CBT_Rektum vyjadřuje chybu měření přístroje FlexiGuard nebo Viridia (± 0.2); Vpravo – proband v adsorpčním uhlíkovém podvleku s OOP.



4.3 Oděv „Nanomembrane“

Oděv „Nanomembrane“ byl testován jako 2. vrstva OOO na 1. vrstvě anatomického podvleku. Jelikož se jedná o perspirační oděv, propustný pouze pro vodní páry, lze očekávat vyšší CBT se zvyšující se zátěží oproti anatomickému a adsorpčnímu uhlíkovému podvleku. Průběh grafu na obrázku 4 ukazuje dobrou korelaci CBT_CORE s CBT_Rektum, kde algoritmus senzoru CORE správně vyhodnotil jednotlivé nárůsty a poklesy, které se objevují i u rektální sondy.

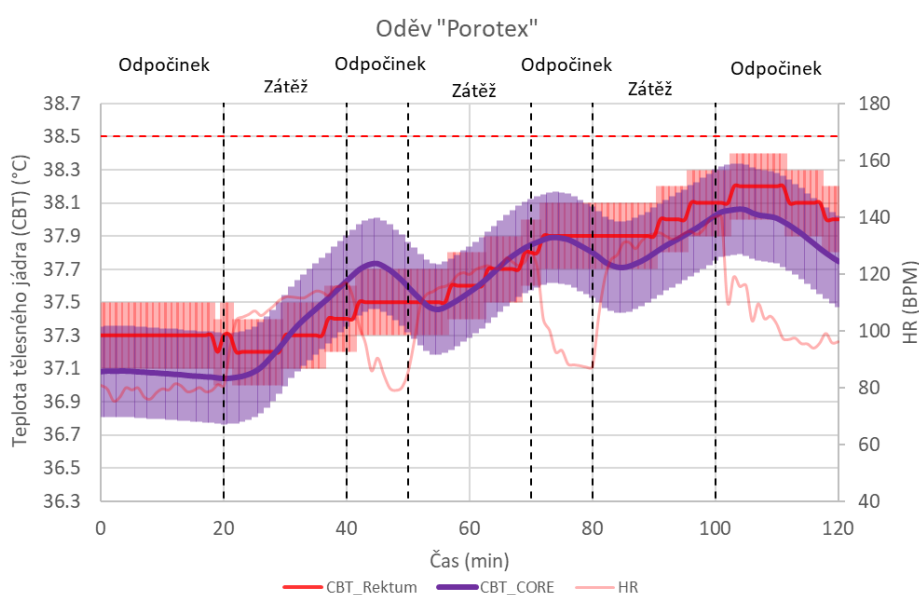
Obrázek 4: Vlevo – Graf vývoje teploty tělesného jádra (CBT) při měření s probandem (+30 °C, 30 % vlhkost) v oděvu „Nanomembrane“. Pás okolo křivky CBT_CORE vyjadřuje směrodatnou odchylku měření senzoru CORE ($\sigma = \pm 0.275$). Pás okolo křivky CBT_Rektum vyjadřuje chybu měření přístroje FlexiGuard nebo Viridia (± 0.2); Vpravo – proband v oděvu „Nanomembrane“ s OOP.



4.4 Oděv „Porotex“

Oděv „Porotex“ byl testován jako 2. vrstva OOO na 1. vrstvě anatomického podvleku. Opět se jedná o perspirační oděv, propustný pouze pro vodní páry, a lze tedy očekávat, stejně jako u oděvu „Nanomembrane“, vyšší CBT se zvyšující se zátěží oproti anatomickému a adsorpčnímu uhlíkovému podvleku. Průběh grafu na obrázku 5 ukazuje dobrou porovnatelnost CBT_CORE s CBT_Rektum, jelikož jsou po většinu testu obě křivky vzájemně v chybových pásech.

Obrázek 5: Vlevo – Graf vývoje teploty tělesného jádra (CBT) při měření s probandem (+30 °C, 30 % vlhkost) v oděvu „Porotex“. Pás okolo křivky CBT_CORE vyjadřuje směrodatnou odchylku měření senzoru CORE ($\sigma = \pm 0.275$). Pás okolo křivky CBT_Rektum vyjadřuje chybu měření přístroje FlexiGuard nebo Viridia (± 0.2); Vpravo – proband v oděvu „Porotex“ s OOP.



4.5 Index fyziologické zátěže (PSI)

Přímé porovnání testů s různými probandy mezi sebou je ovlivňováno jejich subjektivní fyziologickou charakteristikou, např. jiná rovnovážná teplota tělesného jádra, věk, trénovanost, aklimatizace na teplé prostředí, atp. Pokud jsou testy prováděny za stejných klimatických podmínek a je aplikována stejná zátěž, lze pro porovnání různých OOO využít normalizovaný index fyziologické zátěže (PSI; Physiological Strain Index), který bere v potaz hodnotu CBT a HR (Moran et al. 1998). Lze jej vypočítat podle rovnice 1.

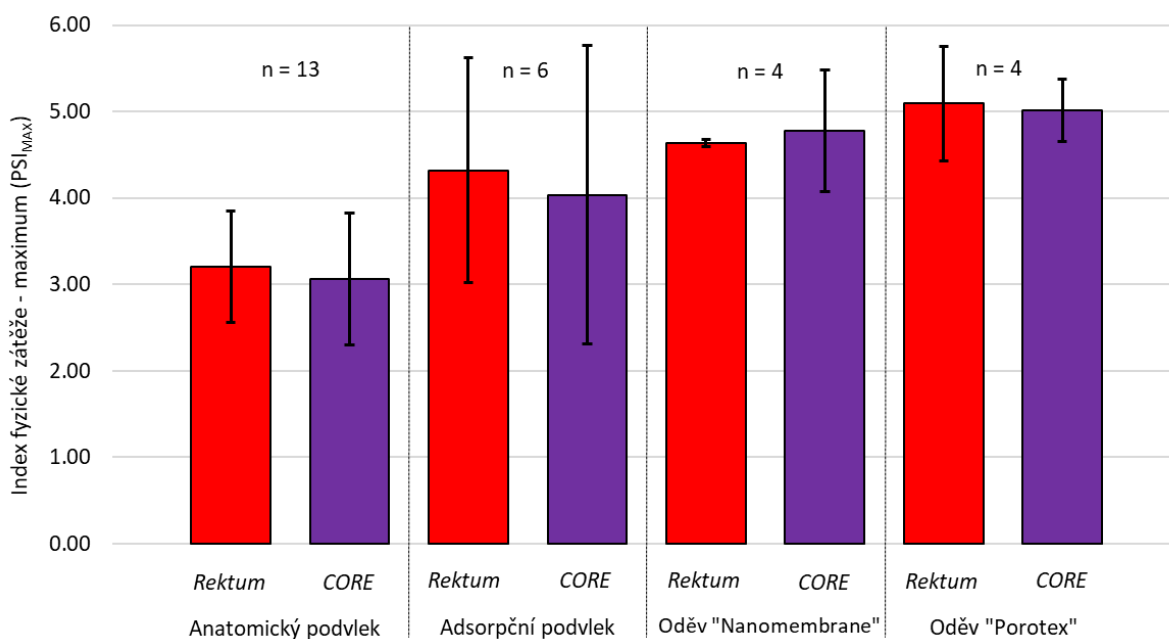
$$PSI = 5 \times \frac{CBT_t - CBT_0}{39,5 - CBT_0} + 5 \times \frac{HR_t - HR_0}{180 - HR_0} \quad (1)$$

Kde CBT_t je teplota tělesného jádra v čase t [°C], CBT_0 je počáteční/minimální teplota tělesného jádra v průběhu testu [°C], HR_t je tepová frekvence v čase t [tepů.min⁻¹] a HR_0 je počáteční/minimální tepové frekvence [tepů.min⁻¹]. PSI nabývá hodnot od 0-10, kde

0 odpovídá nulové zátěži a 10 velmi vysoké zátěži. PSI předpokládá, že během zátěže dojde ke zvýšení CBT maximálně o 3 °C (z +36.5 °C na +39.5 °C) a HR maximálně o 120 tepů.min⁻¹ (ze 60 tepů.min⁻¹ na 180 tepů.min⁻¹) (Moran et al. 1998).

Graf na obrázku 6 ukazuje průměr maximálních hodnot PSI vypočtených z jednotlivých testů OOO. Jednotlivé soubory hodnot (tj. hodnoty použité pro průměr daného OOO pro invazivní nebo neinvazivní měření) byly statisticky otestovány. Grubbsův test byl použit pro testování odlehlých hodnot, kde pouze pro Oděv „Nanomembrane“ – Rektum, byla jedna hodnota odlehlá. Hodnota byla vyřazena ze souboru, společně s párovou hodnotou ze senzoru CORE, i přesto, že tato hodnota odlehlá nebyla. Ostatní soubory odlehlé hodnoty neměly. Dále byl použit párový t-test, kde se testoval rozdíl mezi středními hodnotami párových výsledků (např. rozdíl mezi PSI_{max_Rektum} a PSI_{max_CORE} pro adsorpční uhlíkový podvlek). Bylo zjištěno, že statisticky nejsou výsledky daného souboru Rektum – CORE signifikantně odlišné (Anatomický podvlek $p < 0.19$; Adsorpční uhlíkový podvlek $p < 0.24$; Oděv „Nanomembrane“ $p < 0.72$; Oděv „Porotex“ $p < 0.86$)

Obrázek 6: Graf indexu fyziologické zátěže (PSI) zobrazující průměr maximálních hodnot PSI_{max} vypočtených z měření OOO s probandy za stejných klimatických podmínek a zátěže. Chybové úsečky zobrazují směrodatnou odchylku ($\pm\sigma$) všech měření daného souboru. Písmeno n udává počet měření v souboru použitých pro vyhodnocení



5. ZÁVĚR

Při modelových testech pracovní-tepelné zátěže v klimatické komoře byly otestovány osobní ochranné oděvy z důvodu porovnání invazivního a neinvazivního měření teploty jádra těla. Neinvazivní senzor CORE, využívající teploty kůže, tepelného toku a srdeční frekvence pro výpočet CBT, byl srovnán s invazivní rektální teplotní sondou. Pro porovnání dat bylo využito PSI, jehož výsledky ukázaly vhodnost použití neinvazivního senzoru CORE, jelikož se hodnoty PSI statisticky nelišily od hodnot PSI vypočtených z CBT invazivní rektální teplotní sondy. Invazivní způsob snímání CBT je z pohledu časové náročnosti aplikace a nepříjemných pocitů uživatelů nereálný. Naopak jednoduchá aplikace a obsluha jsou příslibem použití neinvazivního senzoru CORE v osobních ochranných oděvech v reálných podmínkách pro sledování základních fyziologických funkcí srdeční frekvence a vnitřní teploty jádra těla osob v reálném čase, jako účinná prevence proti tepelnému stresu

Poděkování

Výzkum byl podpořen z programu DELTA 2, Technologické agentury České republiky (TAČR), v rámci projektu TM1000017 – „Vývoj filtrační a ventilačně ochlazovací jednotky pro ochranné oděvy“.

Použitá literatura

ACGIH, 2021. *Heat Stress and Strain: TLV(R) Physical Agents 8th Edition Documentation*.

AJČEVIĆ, Miloš, Alex BUOITE STELLA, Giovanni FURLANIS, Paola CARUSO, Marcello NACCARATO, Agostino ACCARDO a Paolo MANGANOTTI, 2022. A Novel Non-Invasive Thermometer for Continuous Core Body Temperature: Comparison with Tympanic Temperature in an Acute Stroke Clinical Setting. *Sensors* [online]. **22**(13), 4760. Dostupné z: doi:10.3390/s22134760

Anon., 2004. *ČSN EN ISO 9886, Ergonomie - Hodnocení tepelné zátěže podle fyziologických měření*. 2004. B.m.: Český normalizační institut.

GREENTEG AG, 2021. *Core Body Temperature algorithm* [online] [vid. 2021-09-14]. Dostupné z: <https://www.greenteg.com/core%20algorithm/>

JACKLITHS, Brenda, W. Jon WILLIAMS, Kristin MUSOLIN, Aitor COCA, Jung-Hyun KIM a Nina TURNER, 2016. *Criteria for a Recommended Standard: Occupational Exposure to Heat and Hot Environments* [online]. [vid. 2021-08-26]. Dostupné z: <https://www.cdc.gov/niosh/docs/2016-106/pdfs/2016-106.pdf>

LEE, Jimmy, Vidhya VENUGOPAL, P. K. LATHA, Sharifah Badriyah ALHADAD, Clarence Hong Wei LEOW, Nicholas Yong DE GOH, Esther TAN, Tord KJELLSTROM, Marco MORABITO a Jason Kai Wei LEE, 2020. Heat stress and thermal perception amongst healthcare workers during the covid-19 pandemic in india and singapore. *International Journal of Environmental Research and Public Health* [online]. **17**(21), 1–12. ISSN 16604601. Dostupné z: doi:10.3390/ijerph17218100

MORAN, Daniel S., Avraham SHITZER a Kent B. PANDOLF, 1998. A physiological strain index to evaluate heat stress. *American Journal of Physiology - Regulatory Integrative and Comparative Physiology* [online]. **275**(1 44-1). ISSN 03636119. Dostupné z: doi:10.1152/ajpregu.1998.275.1.r129

SLABOTINSKÝ, Jiří a Kamila LUNEROVÁ, 2017. *Physiological Load of Man when Working in Personal Protective Equipment in Contaminated Environment*. Spektrum 95. Ostrava: SPBI. ISBN 928-88-7385-192-7.