

Igor B. Mekjavić¹

Ventilacija podhlajenih: usta na usta ali dihalni balon?

*Artificial Ventilation of Hypothermic Patients in the Field:
Mouth-to-Mouth or Bag-Valve-Mask?*

IZVLEČEK

KLJUČNE BESEDE: hipotermija, ogrevanje, dihalni balon

Pri ventilaciji podhlajenih reševalci pogosto uporabljajo metodo usta na usta namesto dihalnega balona, ker so mnenja, da z metodo usta na usta preprečujejo nadaljnjo toplotno izgubo iz pljuč. Ta metoda ni vedno praktična, predvsem na primer pri reševanju v visokogorju. S pričujočo raziskavo smo ovrednotili učinkovitost izmenjevalca toplote in vlage, ki bi, vgrajen v ustnosno masko, zmanjšal dihalne toplotne izgube ponesrečencev med ventilacijo v mrzlem okolju. Prototip izmenjevalca toplote in vlage smo ovrednotili pri simuliranih pogojih v klimatski komori, v kateri smo vzdrževali temperaturo zraka -20° , -10° , 0° , $+10^{\circ}$ in $+20^{\circ}\text{C}$. Izmenjevalec toplote in vlage ima aluminijasto satovje, ki ponuja površino $487,5\text{ cm}^2$ za izmenjavo toplote. Izdihani zrak segreje aluminijasto satovje in pri ohlajanju se vlaga v izdihanem zraku utekočini. Kondenz je tako ujet v satovju. Pri vdihu izmenjevalec toplote segreje vdihani zrak in ga ovlaži. Toplota in vlaga v izdihanem zraku se preneseta na volumen zraka, ki ga vdahnemo pri naslednjem vdihu. Ustnosno masko z izmenjevalcem toplote in vlage smo namestili na usta lutke, ki smo jih s cevjo povezali na simulator dihanja. Simulator je posnemal dihanje z minutnim volumnom $11,25\text{ L/min}$. Izdihani zrak simulatorja je imel temperaturo 37°C in 100% relativno vlago. Med poskusi smo v različnih pogojih merili temperaturo v ustnosni maski. Pri temperaturi -24°C je izmenjevalec toplote in vlage vzdrževal temperaturo zraka v ustnosni maski nad $+22^{\circ}\text{C}$. Pod vsemi pogoji je bil zrak v ustnosni maski 100% nasičen z vlago. Rezultati dokazujejo, da je prototip izmenjevalca toplote in vlage sposoben značilno zmanjšati respiratorne izgube toplote v temperaturnem območju -20° do $+20^{\circ}\text{C}$. Ustnosna maska s tako vgrajenim izmenjevalcem toplote in vlage lahko značilno zmanjša toplotne izgube med ventilacijo podhlajenih z dihalnim balonom.

195

ABSTRACT

KEYWORDS: hypothermia, rewarming, bag-valve-mask

This study evaluated the benefits of a heat and moisture exchanger in the oro-nasal mask of a ventilating balloon for resuscitation in sub-zero ambients. Specifically, it tested the hypothesis that the reduction of respiratory heat loss would be similar to that achieved with mouth-to-mouth resuscitation. The prototype respiratory heat and moisture exchanger developed to minimise respiratory heat loss in subzero ambients was evaluated at ambient temperatures (T_a) of -20°C , -10°C , 0°C , 10°C and 20°C . It comprised a thermally insulated

¹Prof. dr. Igor B. Mekjavić, Odsek za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko, Institut Jožef Stefan, Jamova 39, 1000 Ljubljana; Institute of Biomedical and Biomolecular Sciences, Department of Sports and Exercise Science, Faculty of Science, University of Portsmouth, St. Michael's Building, White Swan Road, Portsmouth, PO1 2DT Hampshire, Velika Britanija.

oro-nasal mask with a cylindrical heat and moisture exchanging unit protruding from the centre of the mask. The heat exchanging unit contains a »honeycomb« aluminium structure, providing a total surface area of 478.5 cm² for the exchange of heat and moisture between the inhaled and exhaled air. A simulator comprising a hydraulically driven pump and a humidifier provided a ventilatory rate of 11.25 L/min. The simulated exhaled volume of air was maintained at approximately 37°C and saturated with water vapour. The HME was strapped to the head of a manikin, whose mouth was connected to the respiratory simulator. The entire arrangement was placed in a climatic chamber maintained at the desired temperature. At ambient temperatures ranging from -24°C to +22°C, the HME elevated the temperature of the inhaled air to within the range of +22°C to +29°C. The humidity of the inhaled air was maintained at 100 % in all conditions. The results indicate that the HME effectively reduces respiratory heat loss in ambient conditions ranging from -20 to +20°C. An oro-nasal mask incorporating a heat and moisture exchanger would therefore be capable of significantly reducing respiratory heat loss during ventilation of hypothermic victims.

UVOD

Pobuda za pričujoče delo je nastala med razpravo na 9. Ažmanovih dnevih v Poljčah o učinku inhalacijskega zdravljenja pri ogrevanju podhlajenih ponesrečencev na terenu. Naše raziskave so pokazale, da pri drgetajočih podhlajenih preiskovancih inhalacijsko zdravljenje ne vpliva na hitrost ogrevanja telesnega jedra; temperaturo telesnega jedra smo nadzorovali z merjenjem rektalne in požiralnikove temperature (1). V nasprotju z zaključkom Sterbe mi nismo zaključili, da je inhalacijsko zdravljenje brez pomena, ker smo bili mnenja, da bi lahko pomagalo nedrgetajočim ponesrečencem, torej tistim, ki so bolj podhlajeni kot preiskovanci v raziskavi (2). Prav tako smo menili, da bi lahko z inhalacijskim zdravljenjem prišlo do konduktivnega prenosa toplote iz vdihanega zraka v tkiva, ki obdajajo nosni del žrela, predvsem v možgansko deblo. Če bi lahko dokazali, da inhalacijsko zdravljenje vpliva na temperaturo dela centralnega živčnega sistema, bi lahko zaključili, da je zdravljenje uporabno, čeprav ne vpliva na ogrevanje drugih delov telesnega jedra. S tega stališča bi lahko priporočali inhalacijsko zdravljenje, ker podhlajenim ponesrečencem vzpostavi stabilno temperaturo centralnega živčevja. Na podlagi rezultatov, ki smo jih predstavili na 9. Ažmanovih dnevih, smo zaključili, da temperatura in vlaga vdihanega zraka ne vplivata na temperaturo centralnega živčevja, podrobneje možganskega debela (3). Temperaturo možganskega debela smo določili posredno

s slušnimi evociranimi potenciali, medtem ko so preiskovanci dihali vroč (41°C) in vlažen (relativna vlaga = 100 %) zrak ali pa mrzel (0°C) in suh zrak. Sprememba v temperaturi možganskega debela bi se izražala v povečani latenci evociranih potencialov. Glede na to, da so bile latence evociranih potencialov enake pri obeh pogojih, smo zaključili, da se vsa izmenjava toplote v dihalnem traktu odvija med zrakom in sluznico, in da konduktivna izmenjava ne vpliva na temperaturo tkiva, ki obdajajo nosni del žrela. Praktični pomen te raziskave je, da pri drgetajočih podhlajenih ponesrečencih inhalacijsko zdravljenje ni učinkovito pri ogrevanju telesnega jedra, kot tudi ne pri ogrevanju centralnega živčevja.

Pri razpravi o teh rezultatih je bilo omenjeno, da je v hladnem okolju oživljanje usta na usta bolj priporočljivo kot dihalni balon, ker s tem dovajamo ponesrečencu topel in vlažen zrak. Diskusija okoli tega opozorila se je osredotočila na dve dejstvi. Prvič, glede na to, da temperatura in vlaga vdihanega zraka ne vplivata ne na temperaturo telesnega jedra in ne na temperaturo centralnega živčevja, oživljanje usta na usta ne pomaga pri ogrevanju podhlajenih. Drugič, oživljanje usta na usta lahko prepreči respiratorno izgubo toplote, vendar velikost le-te predstavlja zelo majhen del toplote, proizvedene s presnovo. Predhodne raziskave so pokazale, da preprečevanje respiratornih toplotnih izgub pri podhlajenih, ki drgetajo, ne izboljša hitrosti ogrevanja (1).

Glede na to, da je reanimacija med gorskimi reševanjem zelo težavna, in bi za reševalce reanimacija z dihalnim balonom predstavljala varnejšo in bolj praktično metodo kot usta na usta, predstavljamo način, s katerim bi se z dihalnim balonom doseglo približno enak učinek na zmanjšanje respiratorne toplotne izgube kot z metodo usta na usta.

METODOLOGIJA

Pri razvoju načina, s katerim bi lahko med oživljanjem z dihalnim balonom preprečili respiratorno izgubo toplote, smo upoštevali dognanja iz živalskega sveta. Schmidt-Nielsen s sodelavci (1970) je v zelo temeljiti raziskavi pokazal, da lahko zaradi anatomskih značilnosti nosnih votlin določene živali zmanjšajo izgubo toplote in vlage v izdihanem zraku. Dokazal je, da puščavski skakači (angl. *kan-garoo rats*) lahko prevzamejo do 83 % vlage iz izdihanega zraka. Omembe vredno je tudi to, da je temperatura izdihanega zraka nižja od temperature vdihanega. To je primer zelo učinkovitega izmenjevalca toplote in vlage.

Človek nima te sposobnosti in je temperatura z vodo nasičenega izdihanega zraka zelo blizu temperaturi telesnega jedra. Omejevanje respiratornih izgub toplote in vlage se lahko doseže le z izmenjevalcem toplote in vlage, ki se ga namesti v ustnik. Take naprave se redno uporabljajo v anesteziologiji in intenzivni negi (5–13).

Princip delovanja

Osnovni del izmenjevalca je respiratorna cev, v katero smo vgradili aluminijasto satovje (Goodfellow Corp. Malver, PA, ZDA), ki v zelo majhnem volumnu (35 cm^3) omogoča veliko površino za izmenjavo toplote in vlage ($478,5 \text{ cm}^2$) med vdihanim in izdihanim zrakom (1, 14). Kot pri vseh pasivnih izmenjevalcih toplote in vlage se večji del toplote izdihanega zraka prenese na aluminij. Med ohlajanjem izdihanega zraka v izmenjevalcu se vodni hlapi v izdihanem zraku utekočinijo. Tako nastali kondenz je ujet v porah aluminijastega izmenjevalca. Vdihani zrak prevzame toploto in vlago, shranjeno v aluminijastem materialu. Učinkovitost izmenjevalca bo odvisna od ventilacije oziroma od površine izmenjevalca (15).

Postopek ocenjevanja učinkovitosti izmenjevalca.

Izmenjevalec toplote smo priključili na mehanski simulator dihanja, ki je posnemal dihanje $11,25 \text{ L/min}$. Dihalni volumen je bil $1,5 \text{ L}$. Simulator ventilacije je posnemal tudi kvaliteto izdihanega zraka. »Izdihani« zrak je bil nasičen z vodo in segret na 35°C . Izmenjevalec toplote in vlage je sestavni del ustnosnosne maske, ki smo jo pritrdili na glavo lutke. Simulator dihanja smo s cevko povezali z usti lutke. Učinkovitost izmenjevalca toplote in vlage smo ocenili v različnih pogojih, ki smo jih ustvarili v klimatski sobi: -20°C , -10°C , 0°C in 10°C .

Med testiranjem smo merili temperaturo v ustnosnosni maski kot tudi na zunanji strani izmenjevalca. Vložek z aluminijastim satovjem, kjer se v glavnem odvija izmenjava toplote in vlage, smo ocenili posebej. S termočlenom (baker-konstantan) smo merili temperaturo na štirih mestih po dolžini izmenjevalca. S tem smo želeli oceniti učinkovitost izmenjevalca brez ustnosnosne maske.

Meritve smo opravili s Hewlett Packard Data Acquisition System (Model HP 3497A, Hewlett Packard, Andover, MA). Pri vsaki temperaturi okolja smo eno minuto merili temperaturo na vseh 4 mestih. V ustnosnosni maski smo merili tudi relativno vlažnost.

Analiza

Koeficient učinkovitosti (KU) izmenjevalca toplote in vlage smo izračunali po formuli:

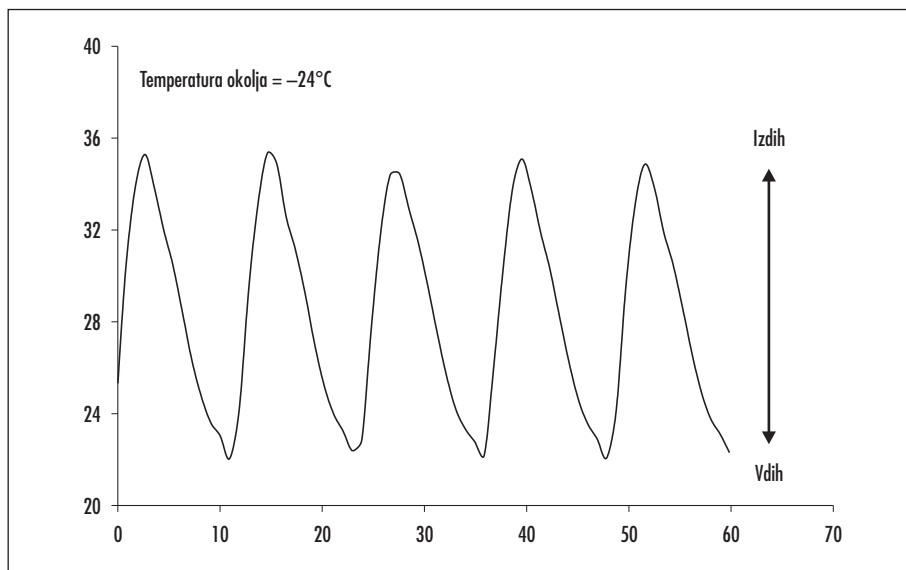
$$\text{KU (\%)} = [(T_v - T_o) / (T_i - T_o)] \cdot 100 \text{ (enačba 1)}$$

T_v = temperatura vdihanega zraka,
 T_i = temperatura izdihanega zraka,
 T_o = temperatura okolja.

REZULTATI

V vseh simuliranih pogojih je izmenjevalec toplote segrel in ovlažil vdihani zrak. V klimatski komori smo ovrednotili učinkovitost izmenjevalca toplote in vlage pri 4 različnih temperaturah: -24°C , 0°C , $-13,4^\circ\text{C}$, $-3,8^\circ\text{C}$ in $8,1^\circ\text{C}$.

Na sliki 1 je prikaz rezultatov pri temperaturi -24°C . Kot je razvidno, je izmenjevalec toplote in vlage pri tej temperaturi segrel zrak



Slika 1. Temperatura zraka v ustnosnosni maski z vgrajenim izmenjevalcem toplote in vlage. Dihalni simulator je simuliral dihalni volumen $11,25 \text{ L} \cdot \text{min}^{-1}$; izdihani zrak je bil segret na 37°C in vseboval 100% vlage. Temperatura zraka v klimatski komori je bila -24°C .

za $46,2^\circ\text{C}$. Enako učinkovit je bil tudi pri ostalih temperaturah okolja, tako da se je pri temperaturi $-13,4^\circ\text{C}$ segrel zrak za $38,6^\circ\text{C}$, pri temperaturi $-3,81^\circ\text{C}$ za $30,5^\circ\text{C}$ in pri temperaturi $8,1^\circ\text{C}$ za $18,1^\circ\text{C}$. Za testne pogoje smo določili koeficient učinkovitost izmenjevalca toplote po enačbi 1. Rezultati so prikazani v tabeli 1.

RAZPRAVA IN ZAKLJUČEK

Pasivni izmenjevalec toplote in vlage učinkovito segreje in ovlaži vdihani zrak v okolju od -20 do $+20^\circ\text{C}$. Koeficient učinkovitosti izdelanega prototipa je boljši, kot so ga izračunali za 17 različnih pasivnih respiratornih izmenjevalcev toplote in vlage (16). Največ-

ji koeficient učinkovitosti za masko za mrzlo okolje je bil 55%. V primerjavi s koeficienti učinkovitosti izmenjevalcev toplote, ki so jih testirali Johnson in sodelavci, je učinkovitost našega izmenjevalca toplote in vlage 78% pri temperaturi okolja -20°C (tabela 1) (16).

Zaradi tehničnih omejitev ni bilo mogoče bolje posnemati dihanja bolnika med oživljanjem z balonom. Z manjšo simulirano ventilacijo v mrzlih pogojih lahko pričakujemo tudi zmanjšan koeficient učinkovitosti. Med izdihanjem se namreč toplota prenaša na aluminijasto satovje, od tod pa konduktivno in konvektivno tudi na okolje. Ta izguba toplote pomeni, da bo manj toplote v satovju na voljo za prenos na vdihani zrak. V primerih, ko se pričakuje manjša ventilacija, kot je to pri oživljanju ponesrečencev, bi lahko izgubo toplote okolju preprečili z ustrezno toplotno izolacijo izmenjevalca toplote.

Ustnosnosna maska s tako vgrajenim izmenjevalcem toplote lahko občutno zmanjša toplotne izgube med ventilacijo podhlajenih z dihalnim balonom.

ZAHVALA

Zahvaljujemo se dr. J. Pšenici (SB Jesenice) za pobudo za pričujočo raziskavo.

Tabela 1. Koeficienti učinkovitosti (%) izmenjevalca toplote in vlage pri vseh 4 testnih pogojih. Minutni dihalni volumen simulatorja dihanja je bil $11,25 \text{ L/min}$.

Temperatura okolja ($^\circ\text{C}$)	Koeficient učinkovitosti (%)
-24,0	78,4
-13,8	78,1
-3,8	73,1
8,2	63,9
21,7	44,2

LITERATURA

1. Mekjavic IB, Eiken O. Inhalation rewarming from hypothermia: An evaluation in -20°C simulated field conditions. *Aviat Space and Environ Med* 1995; 66: 424–9.
2. Sterba JA. Efficacy and safety of prehospital rewarming techniques to treat accidental hypothermia. *Ann Emerg Med* 1991; 20: 896–901.
3. Mekjavic I, Radobuljac M, Rogelj K, Eiken O. Inhalation of warm and cold air does not influence brain stem or core temperature in normothermic humans. *J Appl Physiol* 2002; 93: 65–9.
4. Schmidt-Nielsen K, Hainsworth FK, Murrish DE. Counter-current heat exchange in the respiratory passages: effect on water and heat balance. *Respir Physiol* 1970; 9: 263–76.
5. Walley RV. A humidifier for use with tracheotomy and positive-pressure respiration. *Lancet* 1956; 26: 781–62.
6. Toremalm NG. A heat-and-moisture exchanger for post-tracheotomy care. *Acta oto-laryngol* 1960; 52: 461–72.
7. Chamney AR. Humidification requirements and techniques. Including a review of the performance of equipment in current use. *Anaesthesia* 1969; 24: 602–17.
8. Berry FA, Hughes-Davies DI. Methods of increasing the humidity and temperature of the inspired gases in the infant circle system. *Anesthesiology* 1972; 37: 456–62.
9. Steward DJ. A disposable condenser humidifier for use during anaesthesia. *Can Anaesth Soc J* 1976; 23: 191–5.
10. Mebius C. A comparative evaluation of disposable humidifiers. *Acta Anaesthesiol Scand* 1983; 27: 403–9.
11. Revenas B, Lindholm CE. Temperature variations in disposable heat and moisture exchangers. *Acta Anaesthesiol Scand* 1980; 24: 237–40.
12. Gedeon A, Mebius C. The hygroscopic condenser humidifier. A new device for general use in anaesthesia and intensive care. *Anaesthesia* 1979; 34: 1043–7.
13. Shelly MP, Lloyd GM, Park GR. A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. *Intensive Care Med* 1988; 14: 1–9.
14. Mekjavic IB, Eiken O. Thermodynamic characteristics of a prototype respiratory heat and moisture exchanger. In: Shapiro Y, Moran DS, Epstein Y, eds. *Environmental Ergonomics. Recent Progress and New Frontiers*. London: Freund Publishing House; 1996. pp. 143–6.
15. Eiken O, Kaiser P, Holmer I, Baer R. Physiological effects of a mouth-borne heat exchanger during heavy exercise in a cold environment. *Ergonomics* 1989; 32: 645–53.
16. Johnson DL, Boss CJ, Rivington RN, Dodge P. A technical and functional assessment of cold weather masks in severe cold conditions. *Research and Standards Division, Bureau of Radiation and Medical Devices Report*; 1987.

Prispelo 6. 10. 2002