

Primerjava termičnih in hemodinamskih odzivov v koži in mišicah na ogrevanje z električnim in magnetnim poljem

Comparison of thermal and hemodynamic responses in the skin and muscles to heating with electric and magnetic field

Karmen Glažar, Nina Bogerd, Tina Grapar Žargi, Alan Kacin

Zdravstvena fakulteta,
Univerza v Ljubljani,
Zdravstvena pot 5, 1000
Ljubljana, Slovenija

Korespondenca/ Correspondence:

doc. dr. Alan Kacin, dipl.
fiziot.
e: alan.kacin@zf.uni-lj.si

Ključne besede:

elektromagnetna
diatermija; lokalno
ogrevanje; periferni
hemodinamski odzivi;
mišična kinetika kisika

Key words:

electromagnetic
diathermy; local heating;
peripheral hemodynamic
responses; muscle
oxygen kinetics

Citirajte kot/Cite as:

Zdrav Vestn 2015;
84: 447–55

Prispelo: 18. apr. 2014,
Sprejeto: 19. maj 2015

Izvilleček

Izhodišča: Raziskave kažejo, da elektromagnetna diatermija povzroči povišanje temperature površinskih in globokih tkiv, kadar je povprečna intenziteta dovajane energije zadostna. Količinski so dejanski toplotni učinki različnih oblik diatermije na kožo in pod njo ležeče mišice, še ni podrobno raziskano. Namen raziskave je bil primerjati termične in hemodinamske odzive v koži in mišicah na ogrevanje z električnim (EP) in magnetnim (MP) poljem.

Metode dela: V raziskavi je sodelovalo 11 zdravih prostovoljcev. Vsak preiskovanec je bil izpostavljen 20-minutnemu ogrevanju antero-medialnega dela leve podlakti z EP ali MP. Meritve na desnem udu so služile kot kontrola. Merili smo kožno in timpanično temperaturo, frekvenco srčnega utripa, kinetiko oksigeniranega in deoksigeniranega hemoglobina v mišici. Preiskovanci so ocenili tudi občutenje toplote in toplotno ugodje na ogrevanem udu.

Rezultati: Temperatura kože je narasla tako pri ogrevanju z EP kot z MP za ~ 8,0(1,3) °C. Občutenje toplote pri ogrevanju z EP je bilo intenzivnejše kot pri ogrevanju z MP. Skladno s tem je bilo pri ogrevanju z EP toplotno ugodje manjše. Pri ogrevanju z MP sta bila minutna poraba kisika in minutni pretok krvi za ~ 42 % večja v primerjavi z EP.

Sklep: Pri enakem povišanju temperature kože ima ogrevanje z MP nekaj prednosti pred ogrevanjem z EP. Dvig temperature kože je počasnejši in zato za preiskovance bolj ugoden. MP povzroči tudi večji porast krvnega pretoka in porabe kisika v mišičnem tkivu. Pri ciljani obravnavi mišičnega tkiva je torej učinkovitejša oblika diatermije z MP.

Summary

Introduction: It has been shown that a sufficient amount of energy provided by electromagnetic diathermy induces an increase in skin temperature and underlying tissues. However, scarce information is available on the differences in responses initiated by various techniques of diathermy. The goal of the present study was to compare thermal and hemodynamic responses of the skin and underlying muscles of the forearm to diathermy applied with electric (EF) or magnetic (MF) fields.

Methods: Eleven healthy volunteers participated in the study. On two separate occasions, they randomly received 20-minute diathermy with EF or with MF. Skin and tympanic temperature, and heart rate were measured. Further, kinetics of muscle oxyhemoglobin and deoxyhemoglobin were obtained. Thermal perception and thermal comfort were noted during the application of EF and MF.

Results: The skin temperature increased similarly during the administration of EF and MF, by ~ 8.0 (1.3) °C on both occasions. The thermal perception was more intense during the application of EF. Accordingly, the thermal comfort during the application of EF was perceived as less comfortable in comparison with MF. During MF, the increase in minute muscle blood flow and oxygen consumption was by ~ 42 % higher compared to the heating with EF.

Conclusion: Although the increase in skin temperature was similar between EF and MF, the application of diathermy with MF was perceived as more comfortable by the participants. Furthermore, the increase in minute muscle blood flow and oxygen consumption was higher in MF compared to EF. Thus, when muscle is the target tissue for physical therapy, a diathermy with magnetic field is the technique of choice.

Uvod

Diatermija je terapevtska tehnika, pri kateri z dovajanjem konstantnega ali pulzirajočega elektromagnetnega polja v radiofrekvenčnem spektru od 3 kHz do 300 GHz lahko dosežemo povišanje temperature globokih tkiv, s čimer sprožimo fiziološke reakcije, ki vodijo v terapevtski učinek.¹

Tkivu lahko elektromagnetno polje dovedemo na dva načina: z a) kapacitivnim in b) indukcijskim aplikatorjem. Kapacitivna tehnika vpliva primarno na tkiva z oscilacijo električnega polja, medtem ko indukcijska tehnika vpliva na tkiva z oscilacijo magnetnega polja, v tkivu pa povzroči vrtnčaste tokove.² Kadar je povprečna intenziteta dovajane energije zadostna, pride v tkivu do povišanja temperature in s tem do občutenja toplote.³⁻⁵ Zato v tkivu pride do vazodilatacije. Vazodilatacija povzroči hemodinamske učinke, ki vodijo do povišane koncentracije kisika in hranljivih snovi.⁶⁻⁸ Dalje, lahko povišana temperatura prispeva tudi k sproščanju mišic in s tem k zmanjšanju mišičnega krča.⁹ Poveča se tudi hitrost prevodnosti živčnega impulza, ki prispeva k zmanjšanju zaznave bolečine in dvigu praga bolečine.⁹⁻¹¹

Pomembne tehnične izboljšave in s tem serijska izdelava manjših naprav za diatermijo so v zadnjih 15 letih popularizirali uporabo elektromagnetne diatermije. Hill in sod.¹² navajajo, da je diatermija drugi najbolj uporabljen elektroterapevtski način zdravljenja. Vendar pa opozarjajo, da morajo biti fiziološki učinki in optimalni parametri zdravljenja natančneje raziskani. Prav tako Shields in sod.¹³ opozarjajo, da je uporaba kratkovalovne diatermije zelo razširjena tudi pri stanjih, za katere ni dokazano, da je aplikacija tehnike učinkovita.

Cilj te raziskave je bil ovrednotiti termične odzive v koži in telesnem jedru, pa tudi hemodinamske odzive v mišicah na ogrevanje z električnim in magnetnim poljem v področju volarnega predela podlakti. Pri tem smo preverjali naslednje domneve:

- diatermija z MP bolj segreva mišično tkivo kot diatermija z EP;
- temperatura kože v največji meri določa občutek zaznavanja toplote in ugodja med segrevanjem;

- segrevanje mišice se odraža v povečani količini in pretoku krvi ter povečanem privzemu kisika in
- lokalno segrevanje na distalnem delu zgornjega uda ne vpliva na spremembo temperature telesnega jedra in srčni utrip ter ne povzroča pomembnih lokalnih kontralateralnih odzivov v mišici.

Metode

Preiskovanci

V raziskavi je sodelovalo 11 zdravih preiskovancev, 6 moških in 5 žensk. Njihova starost je bila 24,5 (6,3) let, telesna teža 66,8 (8) kg, telesna višina 172,0 (4,9) cm in indeks telesne mase 22,5 (2,2) kg·m⁻². Kožna guba na mestu ogrevanja je znašala 5,9 (3,3) mm. V raziskavo so bili vključeni preiskovanci, ki so bili starejši od 18 let in niso poročali o prisotnosti nevroloških in srčno-žilnih bolezni, srčnega spodbujevalnika, drugih kovinskih vsadkov v ogrevanem področju ter ostalih sistemskih bolezni ter akutnih vnetnih stanj v področju ogrevanja. Raziskavo je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko (št. 42/03/12). Vsi preiskovanci so pred vključitvijo v raziskavo dobili pisna in ustna pojasnila o poteku raziskave in možnih tveganjih za zdravje, na podlagi česar so podali pisno soglasje o prostovoljnem pristanku.

Protokol

Izvedeni sta bili dve meritvi, pri katerih se je ogrevanje dovajalo z bipolarno tehniko aplikacije električnega polja (EP) ali pa z monopolarno tehniko aplikacije magnetnega polja (MP). Ogrevanje z EP in MP smo izvedli na levi podlakti (ogrevana podlaket), meritve na desni podlakti so služile kot kontrola mirovnih vrednosti in potencialnega kontralateralnega učinka ogrevanja (kontrolna podlaket). Med ogrevanjem z EP in MP je bilo najmanj 48 ur premora. Zaporedne ogrevanja z EP in MP se je izvedlo izmenično uravnoteženo tako, da smo pri vsakem preiskovancu zamenjali vrstni red ogrevanja s posamezno modaliteto. Tako smo pri šestih posameznikih izvedli ogreva-

nje najprej z EP, pri petih pa najprej z MP. Vsaka meritev je obsegala: a) mirovanje, b) 20 minut ogrevanja podlakti in c) 10 minut ohlajanja (Tabela 1).

Meritve

Preiskovancem smo najprej na prsni koš pritrdili merilec srčnega utripa (Vantage NVTM, Polar Electro Oy, Finska). Nato se je preiskovanec namestil v udoben sedeči položaj in je obe podlakti položil na mizo v sproščenem supiniranem položaju. V področju nadlahti smo preiskovancem namestili napihljive manšete za zgornji ud (Vari-Fit Conture Cuff, Delfi Medical Innovations, Kanada), s katerimi smo izvedli vensko in arterijsko okluzijo zgornjega uda. Pri venski okluziji je tlak v manšetah znašal 60 mmHg in pri arterijski 260 mmHg. Ogrevljivo in merilno mesto za infrardečo spektroskopijo (*angl.* near-infrared spectroscopy, NIRS) na volarni strani podlakti je bilo določeno kot proksimalna tretjina dolžine podlahtnice. Nato smo preiskovancem pojasnili uporabo lestvice občutenja toplote (OT) in toplotnega ugodja (TU) (ISO 10551, Ženeva, Švica).¹⁴

Parametri ogrevanja so bili določeni tako, da je bilo subjektivno občutenje toplote preiskovancev kazalec za zgornjo mejo dovajane energije. Za ogrevanje z MP smo uporabili napravo za pulzirajočo ultrakratkovalovno diatermijo (Curapuls 403, Enraf Nonius, Nizozemska) z enopolnim aplikatorjem, t.j. induktivna tuljava, s premerom 14 cm. Uporabljeni so bili tile parametri: trajanje intervala 400 μ s, frekvenca 400 Hz, povprečna skupna količina dovedene energije 125 W. Za ogrevanje z EP smo uporabili generator nižjih radiofrekvenc (Radioderm System, Iskra Medical, Slovenija), in sicer v območju od 0,5 do 2 MHz. Večja negativna elektroda (8,5 \times 23 cm) je bila nameščena pod hrbtni del podlakti, z manjšo pozitivno elektrodo (4 cm) je preiskovalec enakomer-

no drsel po ogrevanem področju. S 70 W aplikatorjem smo tkivu dovajali med 42 in 46 W energije.

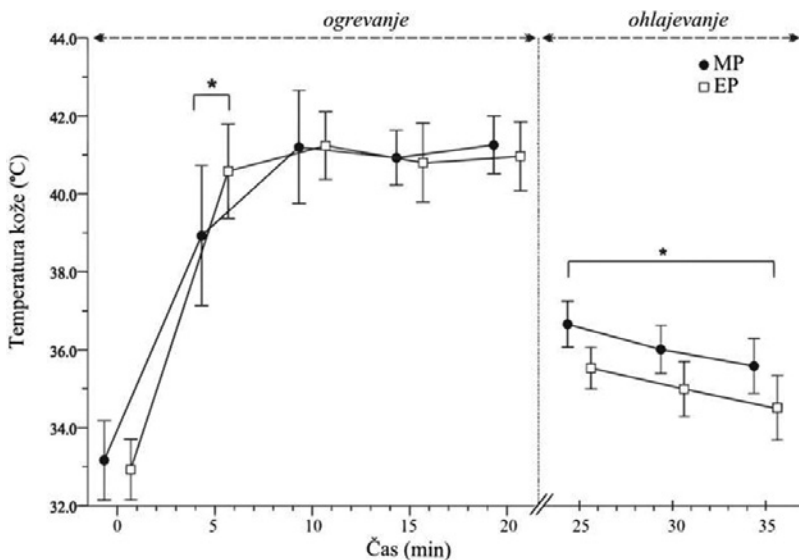
Kinetiko hemoglobina in kisika v mišici smo izmerili z dvokanalnim infrardečim spektrofotometrom (Oxymon Mk III, Artinis Medical System, Nizozemska) kot spremembe koncentracije oksigeniranega ([O₂HB]) in deoksigeniranega ([HHB]) ter skupnega hemoglobina ([tHB]= [O₂HB] + [HHB]), minutne porabe kisika ($m\dot{V}O_2$) in spremembe v minutnem krvnem pretoku mišice (mBF). Spektrofotometer izkorišča laserski svetlobi z valovno dolžino 760 in 850 nm. Podrobna analiza infrardečih signalov za izračun minutne porabe kisika ($m\dot{V}O_2$) in pretoka krvi (mBF) v mišici so opisali Van Beekvelt in sod.¹⁵

Meritve smo izvajali v fleksorni skupini mišic prstov in zapestja na volarnem proksimalnem delu leve podlakti: podatke smo zajemali v 5 minutnih intervalih. Plastični nosilec sond smo namestili na označeno proksimalno tretjino volarne strani podlakti (merjeno med področji caput in stiloideus radii) na ogrevani in kontrolni podlakti. Oddajno in sprejemno sondo smo vpeli v nosilec s 30 mm presledkom, kar nam je omogočilo merjenje spremembe v koncentraciji hemoglobina do 3 cm globoko v mišičnem tkivu.

Za meritve temperature kože (T_k) smo uporabili infrardeči termometer (Fluke 62 mini infrared thermometer, Fluke, ZDA). Meritve smo izvedli na tretjini podlakti, lateralno od NIRS sonde, tik pred začetkom ogrevanja, ter med ogrevanjem in ohlajanjem v 5 minutnih intervalih na ogrevani in kontrolni podlakti. Temperaturo telesnega jedra (T_{ij}) smo izmerili s timpaničnim termometrom (Thermoscan, Braun, Nemčija) tik pred začetkom in ob koncu ogrevanja, ter na začetku in na koncu ohlajanja. Vsako minuto v času ogrevanja in ohlajanja smo preiskovanca vprašali o občutenju toplote (OT) in toplotnem ugodju (TU) na obravnavanem področju. Lestvica OT je simetrična 9-stopenjska bipolarna lestvica, ki se razteza med a) skrajnim negativnim polom označenim s točko -4, b) neutralno točko o in c) skrajno pozitivnim polom označenim s točko 4. Točka o, ki leži točno na sredini

Tabela 1

Potek meritve	venska okluzija (p=60 mmHg)		ogrevanje z električnim ali magnetnim poljem		venska okluzija (p=60 mmHg)	
	mirovanje	arterijska okluzija (p=260 mmHg)	mirovanje	ogrevanje	arterijska okluzija (p=260 mmHg)	ohlajanje
Čas (min)	2		2	20	4.8±0.5	10



Slika 1: Spremembe v temperaturi kože (T_k) med ogrevanjem z magnetnim poljem (MP) in električnim poljem (EP), ter med ohlajanjem. Znak * označuje statistično pomembno razliko med MP in EP ($P < 0,05$) v označenem časovnem intervalu.

med točko -4 in 4, ustreza odsotnosti zaznave toplega ali hladnega občutka. Točka -4 odgovarja zaznavi skrajnega občutju hladu in točka 4 odgovarja zaznavi skrajnega občutja toplote. Točke -3, -2 in -1 predstavljajo intenziteto zaznave občutja hladu in točke 1, 2 in 3 predstavljajo intenziteto zaznave občutja toplote. Lestvica TU je 4-stopenjska enopolarna lestvica, ki se razteza med a) točko 0, ki predstavlja stanje topolotnega ugodja in b) točko 4, ki predstavlja stanje toplotnega neugodja. Točke 1, 2 in 3 predstavljajo naraščujočo intenziteto toplotnega neugodja.

V istih časovnih intervalih smo odčitali tudi srčni utrip.

Statistična analiza podatkov

Normalnost porazdelitve podatkov smo analizirali s testom Kolmogorov-Smirnov. Razlike povprečij kožne temperature in posameznih parametrov oksigenacije mišice smo testirali z $2 \times 2 \times 8$ (podlaket \times ogrevanje z EP/ogrevanje z MP \times čas) faktorsko ANOVA za ponovljene meritve dveh faktorjev (»ogrevanje z EP/ogrevanje z MP« in »čas«). Razlike povprečij temperature telesnega jedra in frekvence srčnega utripa smo testirali z 2×8 (ogrevanje z EP/ogrevanje z MP \times čas) faktorsko ANOVA za ponovljene meritve. Razliko v mišičnem krvnem pretoku in minutni porabi kisika smo analizirali z $2 \times 2 \times 2$ (podlaket \times ogrevanje z EP/ogrevanje z MP \times pred/po ogrevanju) faktorsko

ANOVA za ponovljene meritve dveh faktorjev (»ogrevanje z EP/ogrevanje z MP« in »pred/po ogrevanju«). Pri značilnem skupnem učinku smo ovrednotili razliko med posameznimi pari povprečij s Tukeyjevim post hoc testom HSD. Skupni učinek razlike povprečnih rangov v občutju toplote in toplotnem ugodju smo ovrednotili s Fridmanovo ANOVA za ponovljene meritve, razlike med EP in MP v posameznih časovnih intervalih pa smo primerjali z Wilcoxonovim testom predznačenih rangov. Vse izmerjene vrednosti so navedene kot povprečja (standardni odklon). Prag statistične pomembnosti je bil v vseh primerih pri $P < 0,05$.

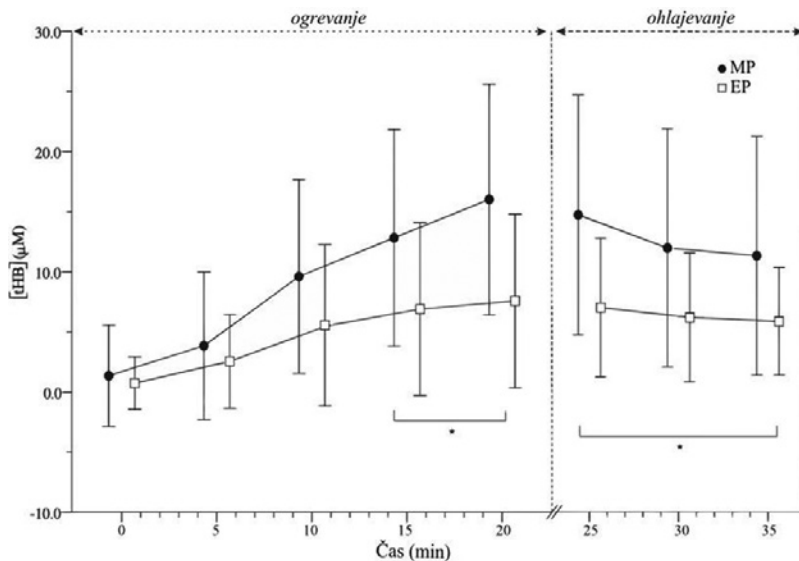
Rezultati

Merjeni fiziološki odzivi na kontrolni podlakti se med mirovanjem, ogrevanjem in ohlajanjem niso statistično pomembno spreminjali. Zato so v nadaljevanju besedila, grafi in tabelah predstavljeni le rezultati meritev ogrevane podlakti.

Telesna temperatura, občutenje toplote in toplotnega ugodja

Med ogrevanjem z EP in MP je bil dvig T_k statistično pomemben ($p < 0,001$). Medtem ko razlika med dvigom T_k med EP in MP ni bila zaznana. V povprečju je T_k v OT in TU narasla za $8,0(1,3)^\circ\text{C}$. Kot je prikazano v sliki 1 je bila po petih minutah ogrevanja T_k pri ogrevanju z EP višja za $1,7(2,5)^\circ\text{C}$ ($P < 0,001$) kot pri ogrevanju z MP. V nadaljevanju se je T_k ustalila na primerljivi vrednosti. V zadnjih desetih minutah ohlajanja pri MP je bila izmerjena statistično pomembna ($P < 0,01$) višja T_k kot po ogrevanju z EP (Slika 1). Povprečne vrednosti za spremembe v T_k in spremembe v OT in TU med ohlajanjem in ogrevanjem z EP in MP so navedene v Tabeli 2.

Med ogrevanjem z EP in MP se je OT statistično pomembno povečalo ($P < 0,01$). TU pa se je statistično pomembno zmanjšalo le pri ogrevanju z EP $1(1)$ ($P < 0,01$). Po petih minutah ogrevanja z EP je bilo OT višje in TU nižje kot pri ogrevanju z MP. Med ohlajanjem ni bilo razlik v OT in TU med EP in MP (Tabela 2).



Slika 2: Spremembe v koncentraciji skupnega hemoglobina ([tHB]) v fleksijski skupini mišic zapetja in prstov med 20-minutnim ogrevanjem z električnim (EP) in magnetnim (MP) poljem. Znak * označuje pomembno razliko med EP in MP ($P < 0,05$) v označenem časovnem intervalu.

Med ogrevanjem in ohlajanjem tako pri MP kot pri EP ni prišlo do statistično pomembnih sprememb v T_{tj} in v fSU (Tabela 2).

Hemodinamika in poraba kisika v mišici

Kot je prikazano na Sliki 2, se je [tHB] v mišicah povečala ($P < 0,05$) po petih minutah ogrevanja z EP in MP in je v obeh primerih dosegla najvišjo vrednost ob koncu ogrevanja. Dosežena vrednost se je v veliki meri ohranila tudi v času ohlajanja. Ob koncu ogrevanja z EP je bila [tHB] 7,6 (7,2) μM , po ogrevanju z MP pa 16,0 (9,6) μM . Povečanje [tHB] med meritvijo z MP je bilo od 15 minute ogrevanja do konca ohlajanja v povprečju 99 (11) % večje ($P < 0,01$) kot med meritvijo z EP.

Kot je prikazano v Tabeli 2, je $m\dot{V}O_2$ narasla tako pri ogrevanju z EP ($P < 0,05$) kot pri ogrevanju z MP ($P < 0,001$). Ob koncu ogrevanja je bila $m\dot{V}O_2$ pri MP za 42 % večja ($P < 0,001$) kot pri EP. Med ogrevanjem z MP je mBF pomembno narasel ($P < 0,001$) in ob koncu dosegel 43 % večjo ($P < 0,01$) vrednost kot po ogrevanju z EP (Tabela 2). Kot je prikazano v Tabeli 2, mBF po ogrevanju z EP ni statistično pomembno narasel.

Razpravljanje

Med 20-minutnim ogrevanjem je temperatura kože tako pri ogrevanju z MP kot

z EP dosegla stabilno vrednost pri $\sim 41^\circ\text{C}$. Vendar pa je bilo občutenje toplote, zlasti v prvih petih minutah ogrevanja med tehnikama različno. Preiskovanci so namreč ogrevanje z EP zaznali kot bolj intenzivno in s tem kot toplotno neugodno. Analiza tHB, $m\dot{V}O_2$ in mBF je pokazala, da je učinek ogrevanja z MP v primerjavi s EP na globlje ležeče mišično tkivo izrazito večji. MP je namreč ob koncu segrevanja povzročilo 2-krat večji porast [tHB] v primerjavi z EP. Nadalje je ogrevanje z MP povzročilo za 42 % večji porast v $m\dot{V}O_2$ in za 43 % večji porast v mBF, kot ogrevanje z EP.

Tako ogrevanje z MP kot tudi z EP je povzročilo pomembno zvišanje T_k v vseh merjenih časovnih intervalih med in po ogrevanju. V peti minuti ogrevanja z EP je bila T_k statistično značilno višja (40,6(1,2) $^\circ\text{C}$) kot pri ogrevanju z MP (38,9 (1,8) $^\circ\text{C}$), nato pa se je T_k v obeh primerih ustalila pri $\sim 41^\circ\text{C}$. V istem časovnem intervalu so preiskovanci ogrevanje z MP najpogosteje opisali kot toplo in ugodno, med tem ko so ogrevanje z EP opisali kot vroče in rahlo neugodno. Sklepamo, da je do statistično pomembne razlike v občutenju prišlo predvsem zaradi višje hitrosti povišanja temperature kože z EP in s tem večje dinamične komponente vzdraženja toplotnih termoreceptorjev.¹⁶ Pri pregledu literature nismo našli primerljivih raziskav o razlikah v občutenju temperature in ugodja pri različnih oblikah elektromagnetne diatermije, zato so predstavljeni rezultati prvi te vrste.

Med ohlajanjem je bila T_k pri MP v primerjavi z EP višja za $\sim 1^\circ\text{C}$. Razlike v hitrosti padanja T_k v času ohlajanja nismo zaznali. Natančna analiza T_k v času izvajanja venske in arterijske okluzije, torej v času med koncem segrevanja in začetkom ohlajanja, pa je pokazala, da je bila hitrost padanja T_k v EP (1,12 (0,18) $^\circ\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$) višja ($P < 0,01$) v primerjavi z MP (0,99 (0,19) $^\circ\text{C}\cdot\text{s}^{-1}$). Čas izvajanja venske in arterijske okluzije je bil pri MP (4,7 (0,6) min) in pri EP (4,9 (0,4) min) podoben ($P > 0,80$). Hitrejše padanje T_k po ogrevanju z EP je predvidoma posledica razlik v doseženi globini ogrevanja, s tem pa različni akumulaciji toplote v tkivu. Glede na razlike v mišičnih hemodinamskih parametrih in porabi kisika sklepamo, da se

je zaradi večje prodornosti MP segrelo več mišične mase, kar se je posledično odrazilo tudi v počasnejšem padanju T_k nad segreto mišico. Nasprotno se je pri ogrevanju z EP toplota predvidoma akumulirala predvsem v koži in podkožju ter povrhnjih slojih mišice. To je povzročilo manjšo akumulacijo in hitrejšo oddajanje toplote v okolje in s tem hitrejšo padanje T_k v prvih petih minutah po ogrevanju.

Razlika v hitrosti padanja T_k je najverjetneje tudi posledica razlike v količini dovajane energije med uporabljenima tehnikama diatermije. Čeprav v manjšem obsegu, sta podoben vpliv razlike v dovedeni energiji na dvig T_k zaznala tudi Al-Mandel in Watson.⁸ Deset minutno ogrevanje z MP s 24 W je povzročilo dvig T_k za 1,9(1,1)°C, med tem ko je enako ogrevanje s 3 W povzročilo dvig T_k le za 0,34 (0,7)°C. Neposredna primerjava z našo raziskavo je možna le za ogrevanje z MP, kjer smo glede na ~5-krat večjo dovajano

energijo (125W), v desetih minutah povzročili sorazmerno večji dvig T_k (8,0(0,8)°C). Tudi med ogrevanjem z EP smo zabeležili zelo podoben dvig T_k (8,3(1,3)°C), vendarle je bil ~2,5-kraten dvig T_k dosežen z nižjo dovedeno energijo. Predvidoma, se je velika večina dovedene energije akumulirala v koži in podkožju, zaradi česar je bilo tudi padanje T_k v prvih minutah po koncu ogrevanja z EP hitrejšo.

Zvišanje T_k lahko glede na rezultate nekaterih raziskav^{3,4,17} primerjamo s spremembami temperature v globljih tkivih. Obstaja namreč korelacija med porastom temperature kože in porastom temperature v spodaj ležečih mišicah. V naši raziskavi smo zaznali statistično značilno razliko v pretoku krvi in porabi kisika na globini 3 cm v mišičnem tkivu, saj je bilo povečanje obeh parametrov pribl. za 42 % večje po ogrevanju z MP v primerjavi z EP. Pomembno je poudariti, da z namenom povečati učinek EP na

Tabela 2: Povprečne vrednosti kožne temperature (T_k), timpanične temperature (T_{tj}), občutenja toplote (OT), zaznave toplotnega ugodja (TU) in frekvence srčnega utripa (fSU) pred začetkom ogrevanja, vsakih 5 min med ogrevanjem in ohlajanjem. Minutna poraba kisika ($m\dot{V}O_2$) in minutni pretok krvi (mBF) v fleksijski skupini mišic zapestja in prstov pred in po ogrevanju. Znaki * in ** ter *** označujejo statistično pomembno razliko med ogrevanjem z magnetnim poljem (MP) in električnim poljem (EP) pri $P < 0,05$ in $P < 0,01$ ter $P < 0,001$.

		Ogrevanje					Ohlajanje		
		0 min	5 min	10 min	15 min	20 min	25 min	30 min	35 min
T_k	MP	33,2 (1,0)	38,9 (1,8)	41,2 (1,4)	40,9 (0,7)	41,3 (0,7)	36,6 (0,6)*	35,9 (0,6)*	35,5 (0,7)*
	EP	32,9 (0,8)	40,6 (1,2)*	41,2 (0,9)	40,8 (1,0)	41,0 (0,9)	35,5 (0,5)	34,9 (0,7)	34,5 (0,8)
T_{tj}	MP	37,1 (0,3)	-	-	-	37,1 (0,3)	37,1 (0,3)	-	37,1 (0,3)
	EP	37,2 (0,3)	-	-	-	37,2 (0,3)	37,2 (0,2)	-	37,2 (0,3)
OT	MP	0 (0)	2 (1)	2 (1)	2 (1)	2 (1)	1 (1)	0 (0)	0 (0)
	EP	0 (0)	3 (1)**	3 (1)	3 (1)	3 (1)	1 (1)	0 (1)	0 (0)
TU	MP	0 (0)	0 (0)	1 (1)	0 (1)	0 (1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
	EP	0 (0)	1 (1)**	1 (1)	1 (1)	1 (1)*	0 (0)	0 (0)	0 (0)
fSU	MP	81 (12)	77 (13)	80 (13)	80 (15)	79 (14)	81 (15)	78 (14)	83 (16)
	EP	77 (16)	78 (14)	79 (15)	79 (14)	81 (17)	77 (14)	78 (13)	76 (13)
$m\dot{V}O_2$	MP	0,10 (0,30)	-	-	-	0,17 (0,60)***	-	-	-
	EP	0,10 (0,30)	-	-	-	0,12 (0,30)	-	-	-
mBF	MP	0,74 (0,21)	-	-	-	1,46 (0,67)**	-	-	-
	EP	0,75 (0,12)	-	-	-	1,02 (0,27)	-	-	-

mišice, izhodne moči pri uporabi te tehnike v praksi ne bi mogli povečati, saj smo z navedenimi parametri pri preiskovancih že dosegli zgornjo mejo tolerance toplote.

Čeprav v naši raziskavi nismo neposredno merili sprememb v mišični temperaturi med diatermijo, lahko na podlagi hemodinamskih parametrov v mišici predvidevamo, kakšen je bil učinek obeh oblik diatermije na mišično tkivo. Rezultati ene redkih študij o vplivu mikrovalovne diatermije s kombiniranim elektromagnetnim poljem (915 MHz), izvedene na ljudeh, kažejo, da se krvni pretok v mišicah ekstenzorjih kolena med 10-minutnim ogrevanjem v povprečju poveča kar 10-krat.¹⁸ Avtorji so naknadno dokazali, da se izrazito povečanje krvnega pretoka v mišici začne šele, ko se mišice segrejejo nad 42 °C, zato so to vrednost določili kot prag hemodinamskega odziva na diatermijo.¹⁹ Že pred tem pa so Abramson in sod.²⁰ pri ogrevanju podlakti s kratkovalovnim električnim poljem (27,12 MHz), ki naj bi v manjši meri segrelo mišično tkivo^{21,2} pokazali, da povečanje krvnega pretoka v mišici ni nujno odvisno od zvišanja temperature tkiva nad predpostavljen prag 42 °C. V povprečju so namreč izmerili povečanje krvnega pretoka za ~ 180 % že pri 38,1 °C mišične temperature. Glede na to, da smo pri naših preiskovancih izmerili za 37–100 % povečan krvni pretok v mišici, sklepamo, da se mišica ni segrela nad 38 °C. Abramson in sod.²² so uporabljali pletizmografijo z ven-sko okluzijo, kjer na izmerjeno vrednost v veliki meri vpliva tudi kožni krvni pretok. To je primerljivo z infrardečo spektrometrijo, uporabljeno v naši raziskavi. Prednost naše raziskave je, da je bil dvig T_k med ogrevanjem z MP in EP skoraj identičen, zato je bil vpliv različnih pretokov krvi v koži med obema tehnikama ogrevanja verjetno zanemarljiv. Glede na omenjeno literaturo ter rezultate naše raziskave, in sicer povišano T_k in povečan pretok ter oksigenacijo v mišičnem tkivu, lahko sklepamo, da MP in EP ne ogrevata le povrhnjih tkiv, ampak tudi globlje ležeče mišice, na katere pa ima znatno večji učinek ogrevanje z MP. Povečana $m\dot{V}O_2$ kaže na pospešen oksidativni metabolizem ogrevanih mišic, kar je ključno za

hitrejšo pretvorbo proteinov v celicah in s tem hitrejšo obnovo poškodovanega tkiva.

Ogrevanje z EP in MP ni pomembno vplivalo na T_{ij} in fSU, kar je pričakovano, saj smo ogrevali sorazmerno majhno področje na obrobju telesa. Do podobne ugotovitve so prišli tudi Al-Mandeeel in Watson⁸, a pri ogrevanju s kratkovalovno elektromagnetno diatermijo nižjih doz (3 in 24 W). Kljub temu da smo v naši raziskavi pri ogrevanju z MP dovedli v povprečju kar 125 W, kot kaže, ni prišlo do systemskega učinka na uravnavanje srčnega utripa. To je skladno tudi z ugotovitvami McMeeken,²³ da so systemski kardiovaskularni odzivi na elektromagnetno diatermijo opazni le pri manjših živalih, pri človeku pa tovrstnih odzivov ni. Sklepamo, da je to predvsem posledica razmerja med maso ogrevanega tkiva in preostalega telesa ter oddaljenostjo ogrevanega segmenta od telesnega jedra.

Naši rezultati potrjujejo ugotovitve Kloth in Ziskin², da tehnika ogrevanja z EP bolj segreje tkiva, ki imajo večjo električno upornost (npr. podkožno maščevje), medtem ko je tehnika ogrevanja z MP posebno učinkovita za ogrevanje tkiv z visoko električno prevodnostjo in visoko vsebnostjo elektrolitov (npr. mišice).

Pričujoča raziskava dokazuje porast temperature tkiva, kadar je le to izpostavljeno EP ali MP zadostne jakosti. S tem izzovemo številne fiziološke odgovore, na podlagi katerih lahko predvidevamo o smotrnosti uporabo te tehnike v terapevtske namene. V našem primeru smo opazovali spremembe metabolizma ($m\dot{V}O_2$) in prekrvitve (mBF) mišice, ki pomembno vplivata na regeneracijo tkiva. Poveča se koncentracija hranljivih snovi, levkocitov in protiteles v obravnavanem področju, pospeši se odstranjevanje stranskih produktov metabolizma ter drugih odpadnih snovi, kar lahko pospeši vnetno in ostale faze celjenja.^{24,25} Po mnenju Michlovitza in sod.²⁶ dosežemo optimalne termične učinke povečanega metabolizma in pretoka krvi z zmanjšanjem bolečine in mišičnega spazma, kadar tkivo za vsaj 5 minut segrejemo na 40–45 °C. Ključna je ugotovitev, da pri ogrevanju z MP dosežemo povišanje temperature tkiva in povečan mBF v globlje ležečih strukturah. Enak fiziološki

odgovor lahko pričakujemo tudi pri drugih skupinah preiskovancev. Odstopanja bi se lahko zaradi slabše električne prevodnosti pokazala pri osebah z več podkožnega maščevja, kar bi bilo smiselno proučiti v prihodnjih raziskavah. Za ovrednotenje učinkovitosti te tehnike pri različnih bolezenskih stanjih bi bilo potrebno izvesti študije na preiskovancih s specifično patologijo.

Sklep

Z obema oblikama elektromagnetne diatermije lahko dosežemo enak dvig T_k , vendar lahko na podlagi naših rezultatov zaključimo, da je za obravnavo globlje ležečega

mišičnega tkiva primernejša in učinkovitejša diatermija z MP. Izbor ustrezne tehnike elektromagnetne diatermije je torej odvisen od vrste in globine obravnavanega tkiva. V prihodnjih raziskavah bi bilo smiselno izboljšati standardizacijo površine ter količine energije, ki se dovaja z različnimi tehnikami aplikacije. Nadalje bi bilo smiselno hkrati meriti kinetike hemoglobina z infrardečo spektrometrijo in neposredno (invazivno) meriti temperaturo v ogrevani mišici. Za potrditev učinkovitosti različnih tehnik aplikacije elektromagnetne diatermije pri posameznih bolezenskih stanjih pa bi bila potrebna izvedba vrste raziskav na specifičnih populacijah bolnikov, a z enako metodologijo.

Literatura

1. Cameron MH. Diathermy. In: Physical agents in rehabilitation: from research to practice. 3th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2009: 385–404.
2. Kloth LC, Ziskin MC. Diathermy and pulsed radio frequency radiation. In: Michlovitz SL. Thermal agents in rehabilitation. 3th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 1996: 213–54.
3. Draper DO, Knight K, Fujiwara T, Castel JC. Temperature change in human muscle during and after pulsed short-wave diathermy. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1999; 29: 13–21.
4. Garrett CL, Draper DO, Knight KL. Heat distribution in the lower leg from pulsed short-wave diathermy and ultrasound treatments. *J Athl Train.* 2000; 35: 50–55.
5. Murray CC, Kitchen S. Effect of pulse repetition rate on the perception of thermal sensation with pulsed shortwave diathermy. *Physiother Res Int.* 2000; 5: 73–85.
6. Kellogg DL, Liu Y, Kosiba IF, O'Donnell D. Role of nitric oxide in the vascular effects of local warming of the skin in humans. *J Appl Physiol.* 1999; 86: 1185–90.
7. Minson CT, Berry LT, Joyner MJ. Nitric oxide and neurally mediated regulation of skin blood flow during local heating. *J Appl Physiol.* 2001; 91: 1619–26.
8. Al-Mandel MM, Watson T. The thermal and nonthermal effects of high and low doses of pulsed short wave therapy (PSWT). *Physiother Res Int.* 2010; 15: 199–211.
9. Goats GC. Continuous short-wave (radio-frequency) diathermy. *Br J Sports Med.* 1989; 23: 123–27. Rennie GA, Michlovitz SL. Biophysical principles of heating and superficial heating agents. In: Michlovitz SL. Thermal agents in rehabilitation. 3th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 1996: 107–38.
10. Cameron MH. Thermal agents: Cold and heat. In: Physical agents in rehabilitation: from research to practice. 3th ed. St. Louis: Saunders Elsevier; 2009: 131–76.
11. Hill J, Lewis M, Mills P, Kieley C. Pulsed short-wave diathermy effects on human fibroblast proliferation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83: 832–6.
12. Shields N, Gormley J, O'Hare N. Short-wave diathermy: current clinical and safety practices. *Physiother Res Int.* 2002; 7: 191–202.
13. ISO (2001) Ergonomics of the thermal environment—Assessment of the influence of the thermal environment using subjective judgment scales (10551). International Standards Organization, Ženeva, Švica.
14. Van Beekvelt MCP, Colier WNJM, Wevers RA, Van Engelen BGM. Performance of near-infrared spectroscopy in measuring local O₂ consumption and blood flow in skeletal muscle. *J Appl Physiol.* 2001; 90: 511–9.
15. Guyton AC. Somatic sensations: II. pain, headache, and thermal sensations. In: Textbook of medical physiology 8th ed. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1991: 520–31.
16. Mitchell SM, Trowbridge CA, Fincher AL, Cramer JT. Effect of diathermy on muscle temperature, electromyography, and mechanomyography. *Muscle Nerve.* 2008; 38: 992–1004.
17. Sekins KM, Dundore D, Emery AF, Lehmann JE, McGrath PW, Nelp WB. Muscle blood-flow changes in response to 915-MHz diathermy with surface cooling as measured by Xe-133 clearance. *Arch Phys Med Rehabil.* 1980; 61: 105–13.
18. Sekins KM, Lehmann JE, Esselman P, Dundore D, Emery AF, deLateur BJ, Nelp WB. Local muscle blood-flow and temperature responses to 915 MHz diathermy as simultaneously measured and numerically predicted. *Arch Phys Med Rehabil.* 1984; 65: 1–7.
19. Abramson DI, Bell Y, Rejal H, Tuck S, Burnett C, Fleisher CJ. Changes in blood flow, oxygen uptake and tissue temperatures produced by therapeutic physical agents. II. Effect of short-wave diathermy. *Am J Phys Med.* 1960; 39: 87–95.
20. Low J, Reed A. Electromagnetic Fields: shortwave diathermy, pulsed electromagnetic energy and magnetic therapies. In: Electrotherapy explain-

- ed: principles and practice. 3th ed. Boston: Butterworth-Heinemann; 2000: 276–314.
21. McMeeken J. Tissue temperature and blood flow: a research based overview of electrophysical modalities. *Aust J Physioter.* 1994; 40: 49–57.
 22. Guy AW, Lehmann JF, Stonebridge JB. Therapeutic applications of electromagnetic power. *Proc IEEE.* 1974; 62: 55–75.
 23. Schmidt K.L, Ott VR, Rocher G et al (1979). Heat, cold and inflammation, cit. po: Weber DC, Hoppe KM (2011). Physical agent modalities. In: Brad-dom RL. *Physical medicine & rehabilitation.* 4th ed. Philadelphia: Saunders, 449–67.
 24. Michlovitz SL, Behrens BJ, Mannheimer JS. *Physical agents: Theory and practice for the physical therapist assistant.* Philadelphia: FA Davis Com-pany; 1996: 95–96.