

CHLADÍCÍ CHYTRÁ ORTÉZA S ŘÍZENÝM ELEKTRONICKÝM CHLAZENÍM

POPIS SYSTÉMU A NÁVOD PRO UŽIVATELE

**Fakulta biomedicínského inženýrství,
České vysoké učení technické v Praze**

Obsah

1. Úvod	3
1.1. Současný stav	3
2. Fyziologický princip	4
3. Popis systému chladicí chytrá ortéza s řízeným elektronickým chlazením	5
3.1. Hardware	5
3.2. Software	10
3.3. Řízení teploty a výkonu	12
4. Možnosti využití	14
4.1. Indikace	14
4.2. Kontraindikace	15
5. Návod pro uživatele	16
6. Testování výkonu chlazení	19
7. Testování na pacientech	22
8. Citovaná literatura	23

1. Úvod

Návrh chladící chytré ortézy s možností řízení elektronickým chlazením vychází z požadavků praxe zejména v rámci fyzioterapie a rehabilitace. Kombinace negativní termoterapie (odběr tepla z organismu s terapeutickým záměrem) s kompresí je často využívána např. v rámci rehabilitace po operaci kolene [1].

Navržená chladící ortéza s řízeným elektronickým chlazením umožní, za využití modulárních modulů na principu termoelektrického tzv. Peltierova efektu a bateriového zdroje, aplikaci na libovolný kloub resp. anatomickou pozici na těle. Jedná se zejména o loketní kloub, kolenní kloub, ramenní kloub, kotník apod.

1.1. Současný stav

Mezi možností negativní termoterapie patří v současné době:

- Kondukce (kryosáčky, ledování)
- Konvekce (ofukování chladivým plynem, negativní hydroterapie)
- Evaporace (postřik vysoce těkavými plyny – metylchlorid, etylchlorid)
- Iradiace (vzácně)

Představitelem bandáží využívajících podchlazené tekuté médium (či přímo led) jako zdroj chladu, jsou měkké kolenní bandáže. Jde o bandáže s anatomicky navrženou manžetou obepínající koleno tak, aby na něj vyvíjela kompresi a současně v ní cirkulující studená voda ochlazovala okolní tkáň. Systém má externí chladič, kterým je tepelně izolovaná nádoba s ledem. Tato nádoba je na manžetu napojena elastickou hadicí, v níž neustále cirkuluje voda, která se při průchodu chladičem ochlazuje a teče zpět do manžety. Výhodou tohoto systému je možnost chlazení kloubu po dobu 6 až 8 hodin [2].

V současnosti se nepoužívá žádná rigidní kolenní ortéza, která by na delší časový interval byla schopna ochladit kolenní kloub a přilehlé tkáň pod teplotu okolního prostředí a tak zajistit kryoterapii s možností využití v každodenním životě bez ztráty zbývající mobility uživatele. Dalším nedostatkem současných systémů zajišťujících kryoterapii je nemožnost uživatele nastavit si teplotní interval, ve kterém bude kolenní kloub chlazen a rehabilitován. Omezující délka chladícího účinku zdroje chladu, závislost předchlazení media na lednici/mrazničce či tekoucí chladné vodě, a rozměry bandáží a ortéz jsou limitujícími faktory, které je třeba eliminovat, aby chladící ortéza byla nositelná dlouhodobě.

2. Fyziologický princip

Lokální podráždění chladových receptorů při negativní termoterapii vyvolává aferentní salvu impulzů na spinální úrovni, dochází k převaze tlumivých interneuronů. Výsledkem je snížení dráždivosti buněk předních rohů míšních a snížení svalového hypertonu. Zcela cíleně lze dodat do segmentu podnět z chladových receptorů a Golgiho šlachových tělísek hypertonických vláken při metodě stretch and spray Travellové a Simonse s následnou selektivní myorelaxací. Při ledování (chlazení) jsou současně drážděny taktilní a tlakové receptory, jejichž zvýšená aferentní salva má facilitační efekt a ruší tak účinek aference chladové. Kromě izolační funkce koria se zde poměrně více uplatňuje izolační vrstva podkožního tuku.

Účinnost izolace podkožního tuku závisí na:

- tloušťce podkožní tukové vrstvy
- úrovni momentální hydratace organismu
- funkční kapacitě prokrvení podkožního tuku
- momentální stavu vegetativního systému.

Fyziologická reakce poklesu kožní teploty závisí:

- frekvenci kryoterapie
- aplikačním čase
- formě kryoterapie
- hodnotě aplikační teploty
- výchozím stavu organismu – neurovegetativní ladění, aktuální tepelná pohoda, stav psychiky.

Prvotní reakcí při aplikaci negativní termoterapie je vazokonstrikce, která je přímou příčinou zpomalení metabolismu v ochlazované tkáni. Tato vazokonstrikce je střídána krátkodobou vazodilatací (otevřením prekapilárních svěračů), tedy snahou organismu o prohřátí ochlazované tkáně zvýšenou hyperémií. Vazodilatace je krátkodobá a je střídána vazokonstrikcí. Zároveň s vazokonstrikcí dochází k mohutné aferentní salvě podrážděných chladových termoreceptorů, ta zvyšuje reaktivitu organismu, zvýšení aktivace svalů se zvýšeným drážděním gamareceptorů. Tyto se po čase adaptují a sekundárně dochází ke snížení jejich dráždivosti a při primárním hypertonu k poklesu svalového tonu. Vlivem odezvy centrální nervový systém (CNS) za pomoci pocitových receptorů a receptorů chladu dochází k vylučování hormonů, které mají na lidské tělo léčebný efekt. Jedná se o kortikoidy, které eliminují všechny zánětlivé procesy v těle.

Analgetický účinek lze vysvětlit vylučováním endorfinů, jako obranné reakce organismu k snížení bolesti vede u svalů akutní hyperémie také snížení dráždění vlivem otoku a zánětlivých mediátorů v místech, kde jsou následkem snížené perfuze secerovány. Rovněž dochází k „eutonizaci“, kterou lze aplikovat i na oblast vegetativního systému, kdy v první fázi dochází vždy ke zvýšené aktivitě sympatiku, která může přetrvat nebo být nahrazena stoupající aktivitou vagu. Tyto aktivity jsou především závislé na individuální reaktivitě organismu a vnímání procedury pacientem. Analgetický účinek vede k zvýšené pohyblivosti ochlazované části pohybového aparátu.

3. Popis systému chladicí chytrá ortéza s řízeným elektronickým chlazením

3.1. Hardware

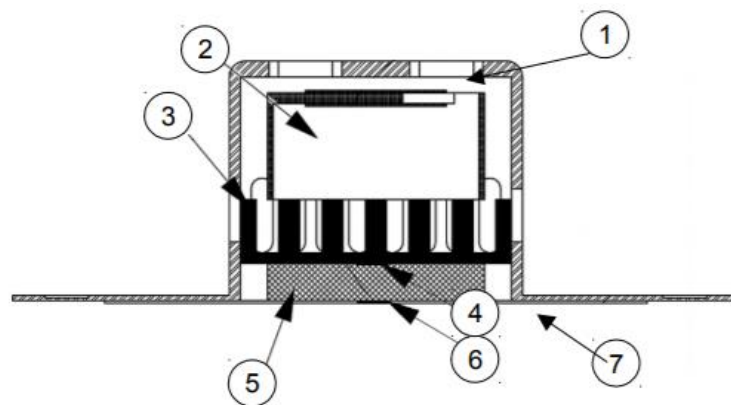
Podstatou navrženého řešení jsou chladicí moduly termočlánků, umístěné na taktilním kovovém chladiči, který odvádí teplo z tkáně pod ortézou. Moduly je možné umístit tak, aby bylo dosaženo optimálního chladicího efektu v problémové oblasti. Základem modulů jsou Peltierovy články. Studená strana článku je celou svou plochou v kontaktu s kovovým skeletem ortézy (dosedací plochou), čímž při chodu článku dochází k chlazení ortézy. Teplá strana článku je potažena tenkým ohebným kovem velké plochy s dobrou tepelnou vodivostí, jehož spodní strana je krytá izolační fólií. Úkolem izolační fólie je zabránit zpětnému ohřevu ortézy a tkáně od chladiče Peltierova článku. Chladič Peltierova článku má za úkol chladit Peltierův článek a rozložit odváděné teplo a snížit teplotu chladiče. Chladicím médiem je okolní vzduch, který proudí skrz žebra chladiče a odvádí teplo nahromaděné na zářiči termočlánku. Součástí chladicí části je i řídicí jednotka s baterií. Řídicí jednotku je možné nastavit, za využití aplikace se standardním rozhraním pro MS Windows, viz kap. 6.2. Systém dále umožňuje měření aktuální teploty ortézy je zajištěno platinovými teplotními čidly na obou stranách termočlánku. Celkem je možné připojit 1-4 moduly termočlánků.

Skelet ortézy sestává z plastického biokompatibilního a tepelně dobře vodivého tenkého kovu, který je anatomicky předem formován na konkrétní dolní končetinu. Design kovového skeletu umožňuje dodatečné individuální vytvarování podle tvarových specifik segmentu těla uživatele. Po bočních stranách je skelet spojen s plastovými objímkami, kde se v jejich konstrukci nachází vykrojení na provlečení fixačních popruhů. Popruhy jsou vyrobeny z elastického materiálu se zapínáním na suchý zip. Taktilní chladič je biokompatibilní a tepelně

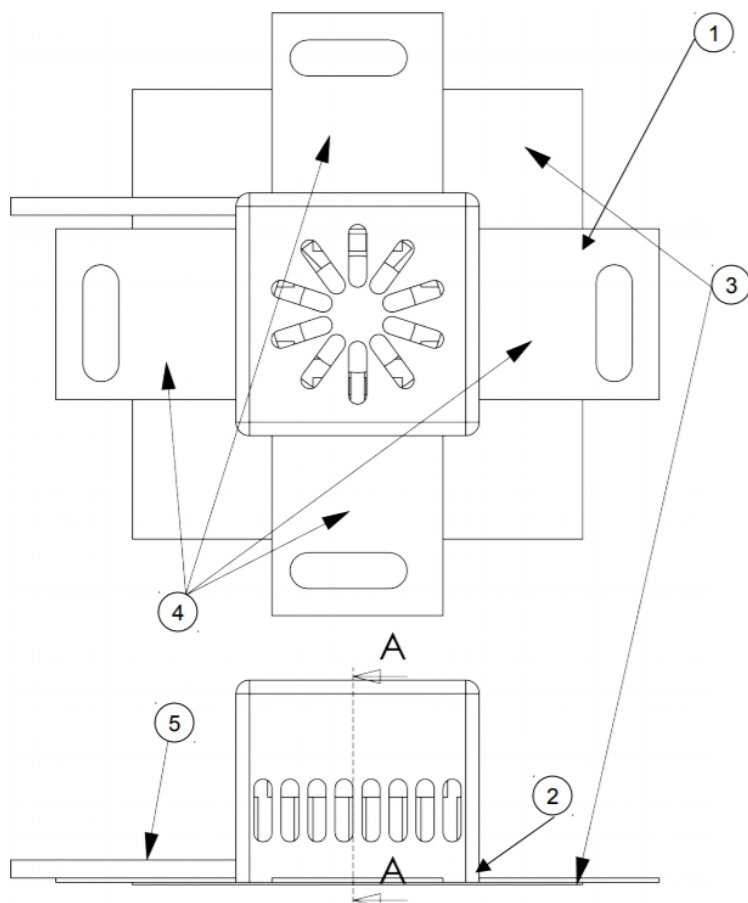
dobře vodivá textilie z postříbřených nebo pozlacených měděných vláken. Textilie výborně kopíruje povrch chlazené tkáně v oblasti kolene a přenáší teplo z celé své plochy k dosedací ploše absorbérům modulů termočlánků 2 nacházejících se nad a pod kolenním kloubem. Taktilní chladič má dvě funkčně významné části. První je aplikační část, která je v přímém v kontaktu s tkání. Druhou částí je termoizolační vrstva, která představuje veškerou plochu taktilního chladiče mimo aplikační části a dosedací plochy. Izolační vrstva je sendvič termoizolační fólie a vlněné tkaniny. Fixační křídélka, fixační popruhy a fixační oka upevňují moduly termočlánků, taktilní chladiče, řídicí jednotku i modul akumulátorů na ortéze, pod ortézou a v její blízkosti. Rozmístění a fixaci je možné provést dvěma způsoby, resp. buď je systém součástí ortézy a spolu s ní je odjímán nebo zůstává systém po odejmutí ortézy na tkáni a dále ji chladí.

System na základě tohoto technického řešení je nenáročný na obsluhu a vyžaduje pouze standardní údržbu, jaká je obvyklá u nízkonapěťových elektrických systémů. V případě potřeby (např. sprchování či plavání, kdy není potřeba externí chlazení kloubu) lze jednoduše vypojit a vyjmout odnímatelnou elektrickou část ortézy.

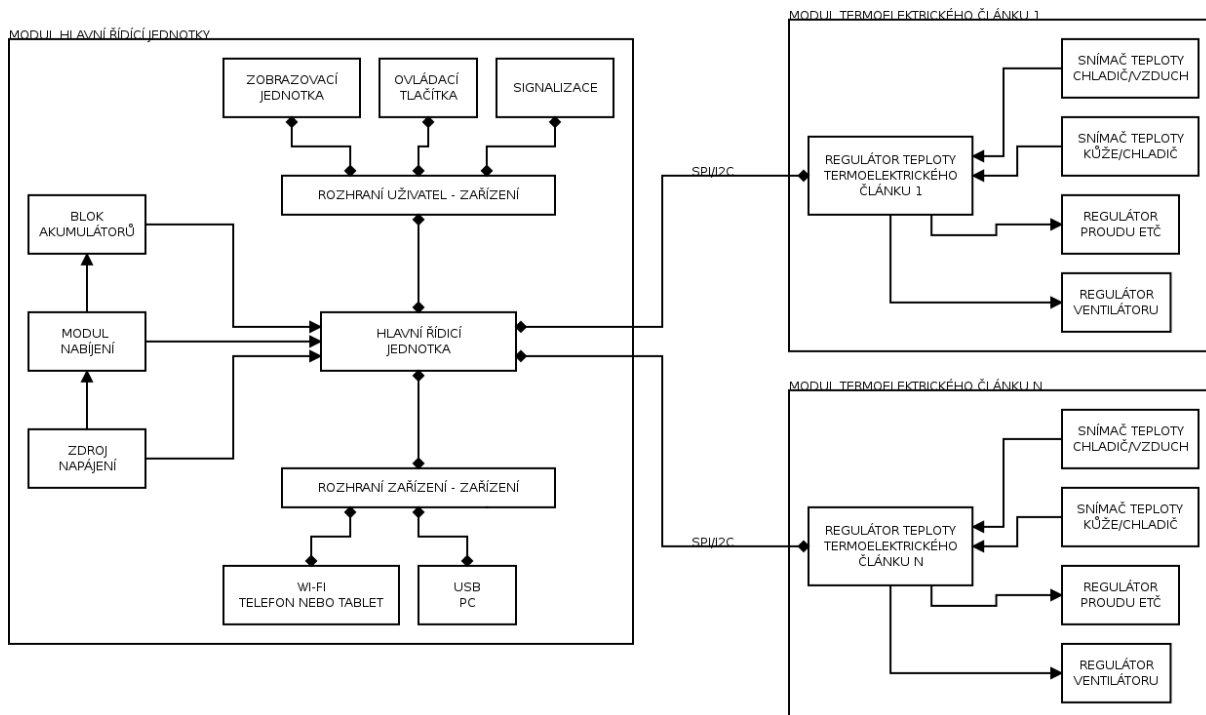
Časový interval, ve kterém je ortéza schopna chladit kloub je závislý na několika faktorech. Největší vliv na délku chodu ortézy má zdroj energie realizovaný bateriemi na lithiové bázi, nastavené parametry pacientem a teplota okolního prostředí.



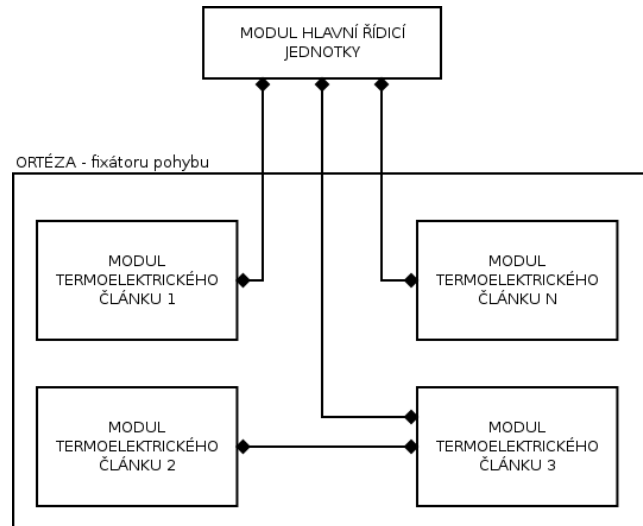
Obr. 1: Řez bokorysu modulu termočlánku podrobně od vrchu vykresluje: 1 perforaci výfuku ventilátoru na horní straně pouzdra; 2 ventilátor; 3 žebrovaný hliníkový chladič; 4 snímač teploty zářiče situovaný ve středu plochy zářiče; 5 termoelektrický článek; 6 snímač teploty absorbéru ve středu dosedací plochy; 7 taktilní chladič



Obr. 2 Půdorys a bokorys modulu termočláнку detailně vykreslují 1 perforaci výfuku ventilátoru na horní straně pouzdra; 2 perforaci nasávání ventilátoru po bočních stranách pouzdra; 3 taktilní chladič (aplikační část spojená se segmentem lidského těla) na spodní straně modulu termočláнку; 4 fixační křídélka pro pásy suchého zipu po stranách modulu termočláнку; 5 napájecí a datový vodič řídicí jednotky



Obr. 3: Blokové schéma funkčního zapojení elektroniky mobilního chladicího systému kolenní ortézy v experimentální verzi znázorňuje: propojení modulu hlavní řídicí jednotky s 1 až 4 moduly termočlánků; vnitřní uspořádání hlavní řídicí jednotky tedy propojení řídicího počítače se zdrojem energie, tvořeného napájecím zdrojem, nabíječkou a akumulátory s modulem datové komunikace v podobě wi-fi, USB nebo SD karty a komunikace s pacientem v podobě miniaturního LCD s ovládacími tlačítky a signalizací; vnitřní uspořádání modulů termočlánku, tedy propojení snímačů teploty a regulátorů termoelektrického článku a ventilátoru. Miniaturní autonomní verze mobilního chladicího systému neobsahuje rozhraní uživatel – zařízení a napájení využívá akumulátorové powerbanky s výstupem 5 V standardu USB 3.



Obr. 4: Diagram znázorňující propojení modulů termočlánků s řídicí jednotkou. Moduly (slave) se běžně zapojují k řídicí jednotce (master) ale jak je z diagramu patrné je možné rozšířené moduly zapojovat jeden k druhému

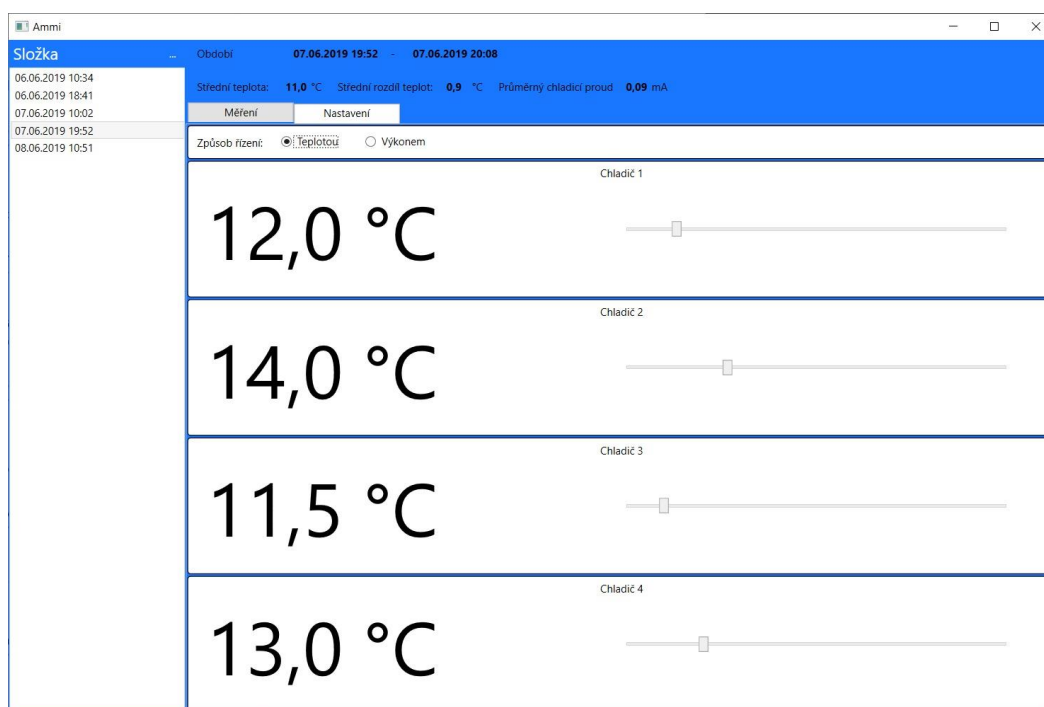


Obr. 5: Názorná ukázka aplikace systému do ortézy pro chlazení ruky (fixaci zápěstí). V obrázku je vyobrazena miniaturní verze systému určená pro domácí použití pacienty. Černá krabička – řídicí jednotka je propojena s jednotlivými moduly termočlánků a s bílou krabičkou – balíkem akumulátorů napájejících řídicí jednotku a moduly termočlánků.

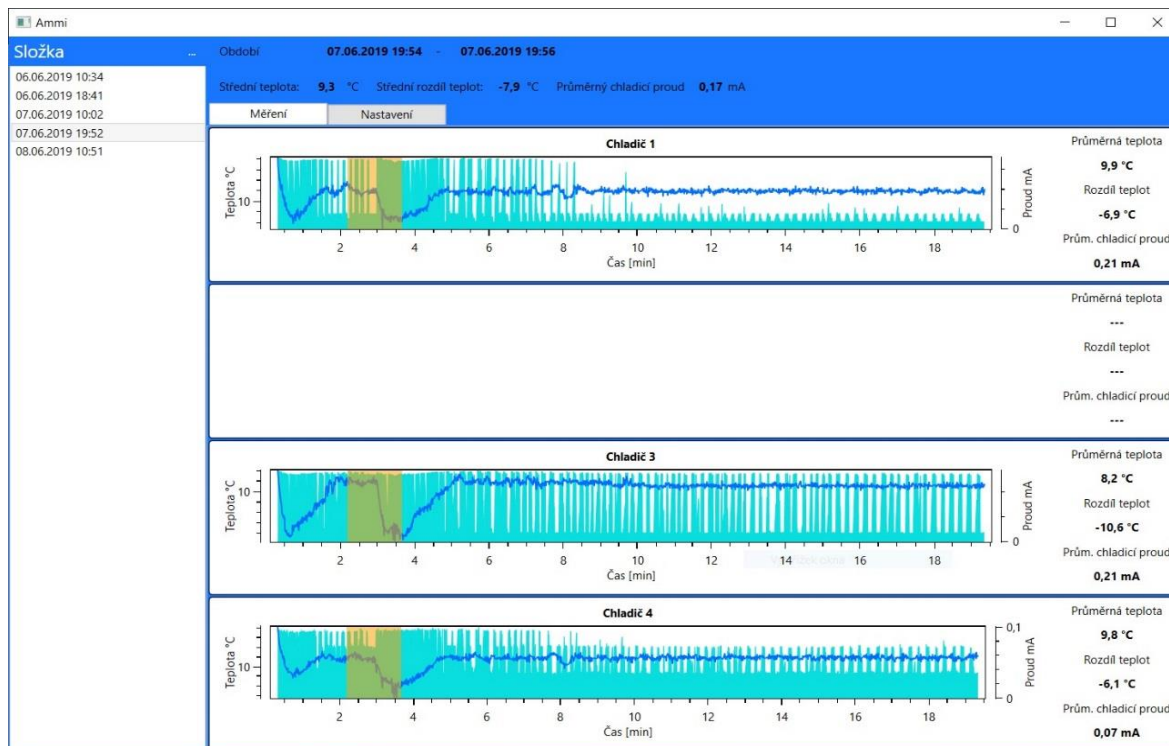
3.2. Software

Pro ovládání chladicí chytré ortézy s řízeným elektronickým chlazením je možné využít aplikaci vytvořenou v prostředí C#. Přes tuto aplikaci je možné nastavit řízení teplotou či výkonem. Uživatel může zvolit teplotu chlazení. Čas chlazení závisí na množství odebíraného tepla a kapacitě baterie (Li-Ion).

Pacient sám může zvolit teplotní intervaly chlazení, chladicí výkony a nastavit časy, kdy má k chlazení docházet. Pacient je informován o měřených teplotách chlazení, chladicích výkonech, o stavu akumulátorů a předpokládané výdrži akumulátorů různých režimů nastavení. Nastavení teploty je možné v rozsahu 10.4 °C s ohledem na dlouhodobou aplikaci podle [3].



Obr. 6: Program pro konfiguraci verze pro domácí použití. Nastaví se regulace dle teploty nebo výkonu na požadované hodnoty předem odzkoušené na verzi s ovládáním skrze LCD a joystick. Exportovaný konfigurační soubor je uložen na SD kartu která se zasouvá do domácí miniaturní verze systému a tím ho tvoří zcela bezúdržbový a zabraňuje změny nastavení pacientem.



Obr. 7: Aplikace umožňuje procházet záznamy ze snímačů teplot a výkonů termočlánků. Záznamy jsou pořizovány automaticky za chodu systému. Lékař nebo terapeut může sledovat jak často pacient systém využívá a dle účinků upravit jeho nastavení.

3.3. Řízení teploty a výkonu

Řídicí jednotka umožňuje připojení a řízení výkonů až 4 modulů termočlánků. Každý modul může být řízen samostatně nebo všechny připojené moduly najednou. Zaznamenává se teplota z obou teplotních čidel, proud protékající termočlánkem a proud ventilátoru chladiče. Je možné nastavit celkový chladičí výkon nebo chladičí výkon každého modulu termočlánku, alternativně lze také nastavit teplotu na straně absorbéru každého termočlánku či průměrnou teplotu taktálního chladiče.

Regulace kontroluje teplotu zářiče (TH) i absorbéru (TC) termočlánku a upravuje jeho příkon tak, aby bylo dosaženo chladičího výkonu s maximální účinností termočlánku. Regulační algoritmus měří TC a TH a sleduje jejich změny při konstantním příkonu a při změně příkonu. Trend TH a TC nesmí stoupat spolu s rostoucím příkonem termočlánku. V takovém případě došlo k přetížení termočlánku a zvyšující se výkon povede ke snížení chladičího výkonu MOTE. Termočlánek může být přetížen jak v rámci vnitřní regulace tak vlivem

vnějších vlivů popsaných výše. Měřená data TH, TC a příkon jsou měřena frekvencí 10 Hz ukládána do vnitřní paměti zařízení.

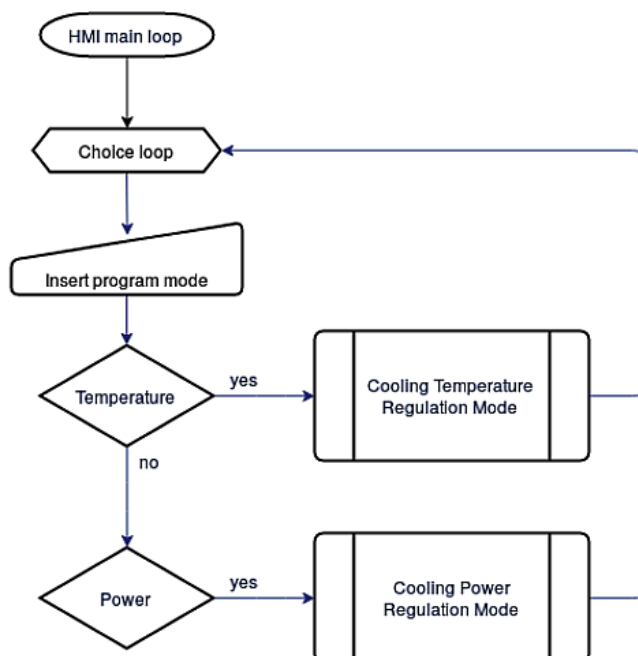
System má nastaven vnitřní reset a ochranné teplotní pojistky. Pokud zelená signálka svítí, ale neblinká, nastal interní reset probíhající cca 10 vteřin. Informace o dosažených limitech a chybách se zapisují do souboru ERRORS.txt ve vnitřní paměti zařízení.

Tab. 1 – Parametry modulu termočládku

Parametr	Hodnota
Maximální výkon	5.3 W
Maximální počet Peltierových článků	4 pcs
Min. doporučená kapacita baterie	20 W/h
Typ akumulátorů	Li-Ion
Min. adjustable temperature	10.2 °C
Overheat cut-off limit	44.4 °C
Min. temperature control step	0.2 °C
Min. electrical output step	0.2 °C

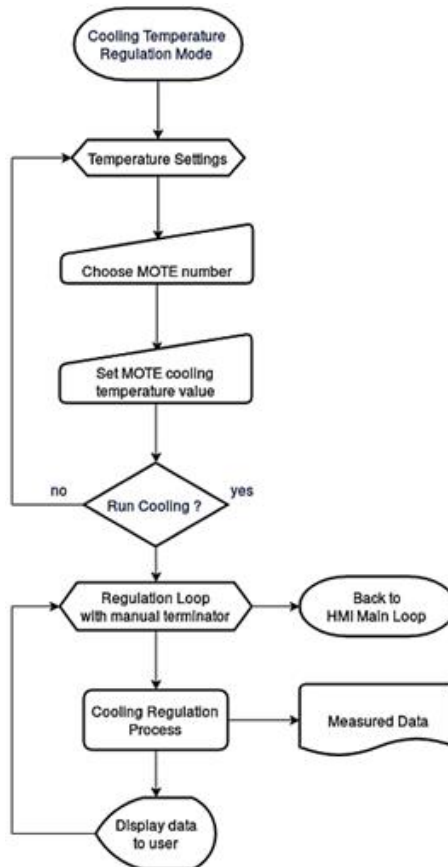
Regulace chladicího výkonu probíhá ve 2 režimech:

- Cooling Temperature Regulation Mode (CTRM), uvedený na Obr.. Při CTRM je nastavena teplota, kterou má systém udržovat na absorbéru termočládku. Výkon je automaticky upravován tak, aby bylo dosaženo nastavené teploty. Teplotu je možné nastavit v rozsahu 10,2 °C až okolní teplota. Pokud není chladicí výkon dostatečný k udržení nastavené teploty, je uživatel informován červenou světelnou indikací.



Obr. 8: Diagram regulačních smyček (módů) řídicí jednotky

- Cooling Power Regulation Mode (CPRM). Při CPRM je nastaven chladicí výkon, kterým absorbér termočlátku působí na tkáň, bez ohledu na teplotu absorbérů. Teplota absorbérů se mění podle tepelné kapacity, vodivosti a prokrvení tkáně a podle celkové tělesné teploty. Regulovaná teplota neklesne pod hodnotu 10,2 °C.



Obr. 9: Diagram řídicího SW uloženého v mikrokódu řídicí jednotky

4. Možnosti využití

Mezi nejvýznamnější účinek pro sportovce patří urychlená biochemická regenerace organismu. Jedná se o zrychlené vyplavování produktů metabolismu, které vznikají při extrémním zatížení organismu při sportovním výkonu. V oběhovém systému dochází k tachykardii a vzestupu krevního tlaku.

4.1. Indikace

Velmi dobré výsledky pozorujeme při aplikaci lokální negativní termoterapie nad motorickými body spastických svalů při kinezioterapii.

Indikací lokální negativní termoterapie dále jsou:

- posttraumatické stavy ve fázi aktivní hyperémie

- akutní exacerbace zánětlivých kloubních chorob např. revmatoidní artritidy
- pooperační stavy pohybového aparátu (nejčastěji kolenní klouby, loketní klouby, ramenní klouby)
- nezápětlivá i zápětlivá onemocnění kůže.

4.2. Kontraindikace

Absolutní kontraindikace:

- chladová alergie
- nestabilní hypertenze
- periferní poruchy prokrvení (stadium III, IV)
- těžká anémie

Relativní kontraindikace:

- poruchy srdečního rytmu
- chlopenní vady
- Raynaudův syndrom
- polyneuropatie
- hypofukce štítné žlázy
- psychické poruchy

5. Návod pro uživatele

Důkazem správně aplikované procedury je reaktivní hyperémie, která trvá déle než vlastní aplikace negativní termoterapie. Nedílnou součástí přípravy pacienta by mělo být případně potřeby jeho předehtátí.



Obr. 10: Přepravní kufr s 2 verzemi systémů: domácí verze a profesionální verze.

Základní doporučení:

1. Terapie by měla probíhat alespoň 3 x denně, v pravidelných intervalech
2. Pacient by během terapie měl být v klidu, psychické pohodě a dobře hydratován
3. Aplikace chladicí chytré ortézy s řízeným elektronickým chlazením vždy na odmaštěné pokožce
4. Ortéza by měla být přiložena, tak, aby nebyl zaškrcen krevní oběh, ani nebyla způsobena přiložením bolest, ale pevně nasazená, aby mohl pacient se bez problému pohybovat
5. Doba aplikace se liší od chlazené části (tuková vrstva, svalová hmota apod.)
6. Aplikace je nebolestivá, při nepříjemných subjektivních pocitech, pocitu přílišného chladu je nutné terapii přerušit.

Podrobný postup aplikace systému pro domácí užití:

1. Zapojte systém podle Obr.. Power banka USB3 – akumulátorový balík s výstupem kompatibilním USB3 musí být plně nabit.

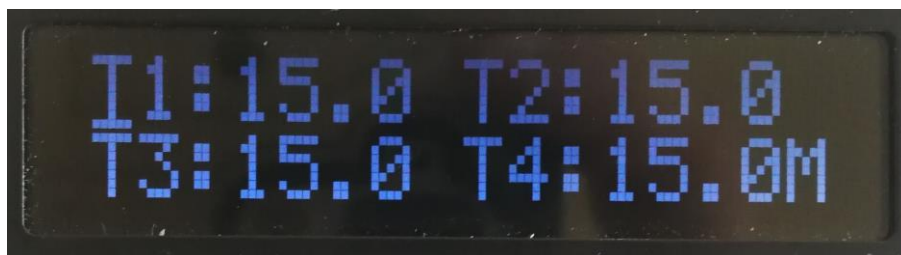
2. Ortézu správně umístíte na ruku (zápěstí, karpální oblast) tak aby doléhaly všechny taktilní chladiče. Měli byste cítit příjemný chlad. Správné aplikace je vyobrazena v Obr..
3. Správná funkce systému je indikována blikající zelenou LED. Slabý akumulátor je indikován červenou LED a pokud je akumulátor vybit, řídicí jednotka nereaguje, je vypnutá.



Obr. 11: Správné umístění ruční ortézy s implementovaným systémem a 3 moduly termočlánků.

Podrobný postup aplikace systému pro lékařská zařízení:

1. Zapojte systém podle Obr.. Systém může fungovat z integrovaných akumulátorů nebo být připojen do sítě přes oddělovací adaptér s nízkým bezpečným napětím.
2. Ortézu správně umístíte na ruku (zápěstí, karpální oblast) tak aby doléhaly všechny taktilní chladiče. Měli byste cítit příjemný chlad. Správné aplikace je vyobrazena v Obr..
3. Správná funkce systému je indikována blikající zelenou LED. Slabý akumulátor je indikován červenou LED a pokud je akumulátor vybit, řídicí jednotka nereaguje, je vypnutá. Záznam teplot a výkonů je indikován oranžovou/žlutou LED.
4. Na LCD (Obr.) nastavte požadovanou teplotu jednotlivých termočlánků, potvrďte ikonou M a vyčkejte nastavení vnitřním regulátorem.
5. Pokud se teplota do 5 minut nenastaví na požadovanou hodnotu, je požadovaná teplota mimo výkonový rozsah. Výkonový rozsah je dán množstvím parametrů tkáně, prostředí, energetického výdeje těla a může být ovlivněno i slabými akumulátory.
6. Vždy vyberte teploty, které dokáže systém regulovat.



Obr. 12: Displej zobrazující nastavené teploty na termočláncích. Po stisku M, se zobrazí aktuální teploty.



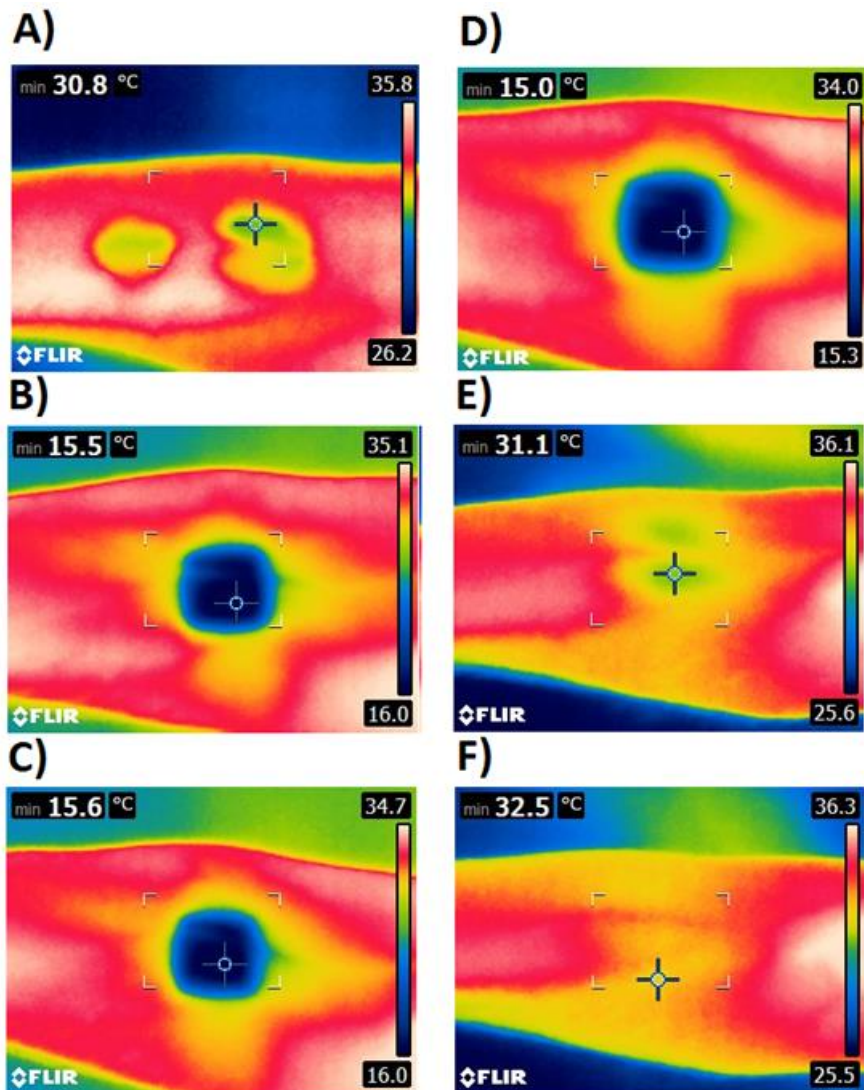
Obr. 13: Příkladná aplikace na pacientu v odpočinkové místnosti. Profesionální verze umožňuje intuitivní nastavení pomocí LCD. Vhodně zvolené parametry jsou ihned testovány a pokud je pacient s výsledným chladicím efektem spokojen jsou exportovány do konfiguračního souboru pro domácí verzi zařízení.

6. Testování výkonu chlazení

Pro potřeby ověření schopnosti chlazení prokrvované tkáně bylo využito měření na probandovi (Muž, 32 let). Proband byl před měřením v měřené místnosti po dobu 30 minut a nevěnoval se fyzicky náročné aktivitě z důvodu ustálení povrchové teploty těla. V rámci měření byl vybrán segment předloktí a kolene.

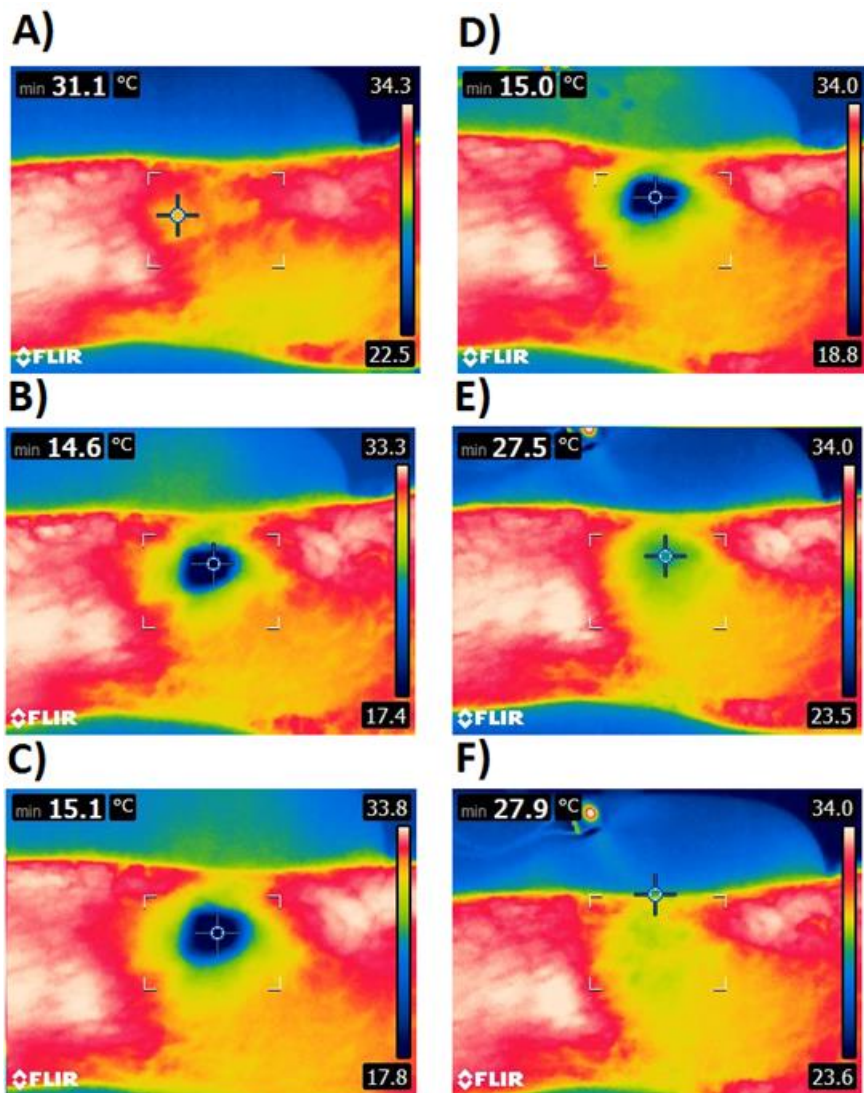
Místo aplikace příložené části na předloktí bylo před samotným měřením natřeno gelem na bázi vody pro lepší tepelnou výměnu, označeno a byl proveden nativní snímek pomocí termovizní kamery. Měření teploty povrchu bylo prováděno pomocí termokamery Flir E6 s nastavením emisivity: 0,98 [4], reflexní teplota: 20 ° C, vzdálenost: 1 m. Termovizní kamera byla nastavena tak, aby ukazovala minimální teplotu v oblasti. Po vytvoření nativního snímku byla přiložena na označený segment těla příložná kovová část po dobu 5 minut. Následně bylo provedeno druhé měření, jehož celková doba před opětovnou aplikací příložené části trvala 30 s. Podle stejného algoritmu byla provedena trojice měření (tzv. 3 aplikace 5 minut chlazení). Po 3tím cyklu chlazení bylo provedeno měření teploty a následně byla provedena další trojice měření v 5minutovém intervalu tzv. měření teploty 5 a 10 minut po ukončení terapie.

Jako druhé místo aplikace byl vybrán segment kolene. Před samotným měřením byl proband 15 minut v místnosti měření v klidovém režimu. Systém aplikace včetně gelu a měření byl následně stejný jako v případě předloktí tzv. nativní snímek – 5 minut aplikace chladu – 30 s měření teploty chlazené oblasti – 5 minut aplikace chladu – 30 s měření teploty chlazené oblasti – 5 minut aplikace chladu – 30 s měření teploty chlazené oblasti – 5 minut klidový stav – měření teploty chlazené oblasti – 5 minut klidový stav – měření teploty chlazené oblasti.



Obr. 14: Místo aplikace – předloktí (A – před terapií, B – po 5 minutách terapie, C – po 10 minutách terapie, D – po 15 minutách terapie, E – 5 minut po ukončení terapie, F – 10 minut po ukončení terapie.

Výsledky aplikace na předloktí ukazují, že povrchová teplota se snížila v průběhu měření až na 15 °C po poslední fázi terapie (Obr.-D). Původní teplota místa aplikace 30.8 °C (Obr.-A) je cca o 2.5 °C stupně vyšší než okolní tkáň z důvodu aplikace gelu na bázi vody pro zvýšení tepelné vodivosti. Samotná teplota se během 10 minut po aplikaci dostává na původní teplotu z důvodu prokrvení dané oblasti.



Obr. 15: Místo aplikace – koleno (A – před terapií, B – po 5 minutách terapie, C – po 10 minutách terapie, D – po 15 minutách terapie, E – 5 minut po ukončení terapie, F – 10 minut po ukončení terapie.

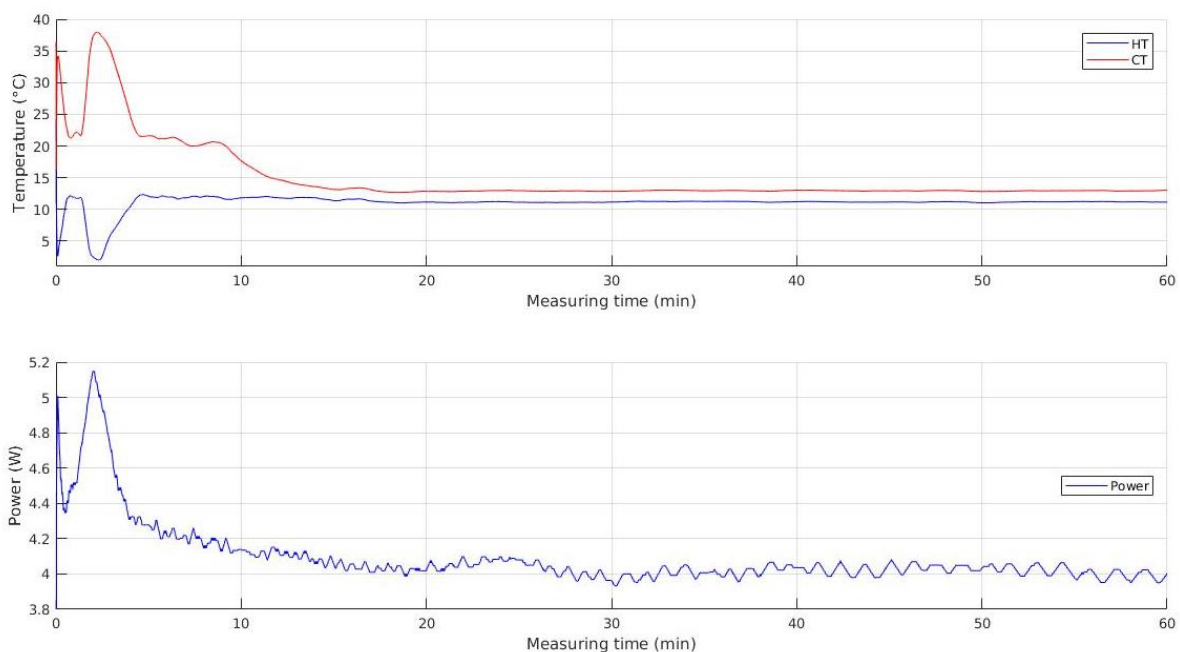
V případě aplikace na koleno byla původní teplota místa aplikace 31.1 °C (Obr.-A), přičemž nejnižší povrchová teplota 14.6 °C byla po první fázi terapie (Obr.-B). Ohřev na původní teplotu je pomalejší než v případě předloktí. To je zřejmě způsobeno nižším prokrvením segmentu kolene.

System prokázal svoji schopnost snížení povrchové teploty daného segmentu těla na cca 15 °C při stanoveném příkonu 0.25 W/cm² a ploše 9 cm². Kapacita baterií (běžná USB3 power banka) při tomto příkonu vydrží cca na 10 hodin provozu.

7. Testování na pacientech

Pro potřeby ověření systému byli využiti pacienti v subakutní fázi terapie s postižením pohybového aparátu. Terapie a ověření probíhalo na odděleních ortopedie, rehabilitačního lékařství v Praze, Poliklinika IP. Pavlova, spol. s.r.o. v období 11.2018- 8.2019.

Ověření bylo provedeno na 10 pacientech se syndromem karpálního tunelu v průběhu 60minutového měření pomocí navrhovaného protokolu. Měření teploty povrchu bylo prováděno pomocí termokamery Flir E6 s nastavením emisivity: 0,98 [4], reflexní teplota: 20 °C, vzdálenost: 1 m. Termovizní kamera byla nastavena tak, aby ukazovala minimální teplotu v oblasti. Pro vyhodnocení byl vytvořen dotazník s 22 otázkami (3 části - zánětová bolest, zdravotní stav, systém)



Obr. 16: Průběh teploty na obou stranách Peltierova článku (CT – strana pokožky, TH – strana ventilátoru)

Probandi si stěžovali na vibrační pohyb rotorů ventilátoru chladiče Peltierova článku, který se po cca době (30 až 45 minut) stal pro některé probandy nepříjemný. Další stížnosti nebyly zaznamenány.

Někteří pacienti měli pocit, že nedochází k chlazení. Chlazení se z lokálních míst přeneslo na celou oblast zápěstí, ruky a až do konců prstů a došlo k utlumení citlivosti tkáně. Pacienti efekt chlazení nevnímali, i když byla ruka i s prsty na dotek chladná.

V rámci dotazníkového výzkumu jsme zjistili, že ideální zařízení pro pacienty je takové, které se zapne a vše řeší samo a ideální zařízení pro lékařský personál je takové které mohou vhodně konfigurovat. Tyto podněty daly vzniku 2 verzím systému.

8. Citovaná literatura

- [1] SONG, Mingzhi, Xiaohong, Xiliang TIAN, Xianbin ZHANG, Tieying SHI, Ran SUN a Wei DAI. Compressive cryotherapy versus cryotherapy alone in patients undergoing knee surgery: a meta-analysis. Springer Plus [online]. 2016, 5(1074) [cit. 2019-02-01]. DOI: <https://doi.org/10.1186/s40064-016-2690-7>. Dostupné z: <https://springerplus.springeropen.com/articles/10.1186/s40064-016-2690-7>
- [2] MUMITH, Aadil, Paul PAVLOU a Matthew BARRETT. Enhancing Postoperative Rehabilitation Following Knee Arthroplasty Using a New Cryotherapy Product: A Prospective Study. *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation* [online]. 2015, 6(4), 316-321 [cit. 2019-01-26]. DOI: <https://doi.org/10.1177/2151458515609722>. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/full/10.1177/2151458515609722>
- [3] Ungar, E., & Stroud, K. (2010, July). A new approach to defining human touch temperature standards. In 40th International Conference on Environmental Systems (p. 6310).
- [4] Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Physics in Medicine & Biology*, 18(5), 686.