

УДК 537.32



Кобілянський Р.Р.

Кобілянський Р.Р.^{1,2}, Москалик І.А.¹

¹Інститут термоелектрики НАН і МОН України,
вул. Науки, 1, Чернівці, 58029, Україна;
²Чернівецький національний університет
ім. Юрія Федьковича, вул. Коцюбинського 2,
Чернівці, 58000, Україна



Москалик І.А.

ПРО ПЕРСПЕКТИВНІСТЬ ВИКОРИСТАННЯ ТЕРМОЕЛЕКТРИКИ ДЛЯ ЛІКУВАННЯ ГОЛОВИ ЛЮДИНИ ОХОЛОДЖЕННЯМ

У роботі наведено аналіз сучасного стану використання охолодження голови людини в медичній практиці. Короткий опис принципу роботи існуючих приладів для гіпотермії головного мозку, їх переваги та недоліки. Встановлено перспективність використання термоелектрики для охолодження голови людини.

Ключові слова: термоелектрика, охолодження голови людини, локальна гіпотермія, гіпоксія головного мозку.

The paper presents the analysis of current status of using human brain cooling in medical practice. The operating principle of currently available devices for brain hypothermia, their advantages and shortcomings are briefly described. The prospects of using thermoelectricity for human head cooling are determined.

Key words: thermoelectricity, human head cooling, local hypothermia, brain hypoxia.

Вступ

Загальна характеристика проблеми. Однією з актуальних проблем у медичній практиці є гіпоксія головного мозку [1 – 8]. Вона спостерігається в разі порушень мозкового кровообігу, шоків станів, гострої серцево-судинної недостатності, повної поперечної блокади серця, травм голови, отруєння окисом вуглецю та при асфіксії різного походження. Гіпоксія головного мозку може також виникати як ускладнення під час операцій на серці та при магістральних судинах, а також у ранньому післяопераційному періоді. При цьому розвиваються різноманітні неврологічні синдроми та психічні розлади.

За тривалого кисневого голодування більше як 3 – 4 хвилин відновлення діяльності мозку стає неможливим. Однак відомо, що локальна гіпотермія мозку знижує його потребу в кисні, підвищує стійкість до гіпоксії, а також зменшує або навіть усуває небезпеку тимчасової ішемії мозку і цим збільшує допустиму тривалість кисневого голодування [9 – 10]. Так, наприклад, охолодження лише на 5°C збільшує час життя мозку у кілька разів. Гіпотермія рекомендована при різного роду травмах голови, оперативних втручаннях на серце, а також у післяопераційному періоді – при гіпоксичних набряках головного мозку, інтоксикації і травмах центральної нервової системи.

Як правило, існуюча апаратура для охолодження голови людини – це габаритні стаціонарні

прилади на основі компресорних холодильних агрегатів. Хоча останнім часом з'являються розробки приладів на основі термоелектричного охолодження, які попри очевидні переваги не набули широкого практичного використання.

Тому *мета роботи* – визначення перспективності використання термоелектрики для охолодження голови людини.

Вплив охолодження на функціонування мозку людини

Низькі температури як один з фізичних факторів впливу на організм з лікувальною метою широко застосовуються в практиці медицини як метод зниження реакції організму на оперативне втручання, попередження розвитку важкої гіпоксії та підвищення стійкості головного мозку до кисневого голодування. Метод краніоцеребральної гіпотермії застосовується за комплексного лікування різних гіпоксичних і постгіпоксичних станів. Наприклад, при черепно-мозкових травмах, коли порушуються мозковий кровообіг, газообмін і настає набряк мозку, КЦГ дає можливість запобігти підвищенню внутрішньочерепного тиску і набряку мозку шляхом охолодженням голови до температури 30°C.

Основу методик лікувальної гіпотермії в невідкладній медицині складають такі принципи відведення тепла: зовнішнє охолодження великих ділянок поверхні тіла, охолодження порожнин органів (шлунок, пряма кишка), екстракорпоральне та внутрішньовенне охолодження крові. Окремо слід виділити методику краніоцеребральної гіпотермії (КЦГ) (охолодження головного мозку через зовнішні покриви голови з метою підвищення його стійкості до кисневого голодування). Розрізняють такі види краніоцеребральної гіпотермії (КЦГ): помірну гіпотермію 37 – 35°C (характерна адаптація організму до охолодження і розвиток компенсаторних функцій, спрямованих на збереження терморегуляції), середню гіпотермію 34 – 30°C (характеризується нестабільністю функцій організму та підвищеним теплоутворенням) і глибоку гіпотермію 29 – 24 °C (зводяться до мінімуму життєво важливі функції організму – зникають деякі умовні рефлексії, знижуються провідність периферичних нервів, легенева вентиляція і утилізація O₂ тканинами організму, також на 64 % знижується ритм серцевих скорочень, знижується артеріальний тиск).

КЦГ – також ефективний спосіб підвищення опору біологічної тканини до нестачі кисню, оскільки при цьому відбувається блокада нейровегетативної системи. За краніоцеребральної гіпотермії (КЦГ) температура голови людини знижується в 2 – 3 рази швидше, ніж за загального охолодження всього тіла. До переваг цього методу слід віднести швидке настання нейровегетативної блокади, якої не вдається своєчасно домогтися за допомогою фармакологічних засобів. Помірна глибина КЦГ настає через 20 – 25 хв. за ректальної температури 37 – 35 °C. За глибокої КЦГ, що настає через 25 – 30 хв., ректальна температура складає 30 – 24 °C, а тканин мозку 25°C. Якщо помірна КЦГ є нестабільною фазою охолодження, то за глибокої гіпотермії зміни в органах і тканинах стабілізуються. Так, у стадії глибокої КЦГ артеріальний тиск знижується до 51.5%, хвилинний об'єм крові становить всього 59.5%, артеріальний тиск і кровотік у печінці зменшуються вдвічі.

Слід зазначити, що у перші хвилини кисневого голодування мозку людини відмирають тисячі клітин, що може призвести до незворотних змін, тому важливо звести до мінімуму масову загибель клітин головного мозку. Це здійснюється за рахунок локальної гіпотермії голови людини, що викликає пригнічення процесів метаболізму, зниження споживання кисню та підвищення стійкості до гіпоксії. У медичній практиці встановлено, що оптимальною температурою холодоносія (вода, повітря тощо), що контактує з поверхнею голови людини, є температура +2°C. Більш низькі температури небезпечні для організму людини через обмороження шкірних покривів. При цьому

температуру тіла хворого вимірюють у декількох точках (всередині слухового проходу на рівні барабанної перетинки, в носоглотці, стравоході та прямій кишці). Температура всередині слухового проходу на рівні барабанної перетинки відповідає температурі кори головного мозку на глибині 25 мм від внутрішнього зводу черепа. Охолодження продовжується до тих пір, поки температура у прямій кишці стає не нижчою як 33 – 32°C, у стравоході 32 – 31°C. Після проведення КЦГ рекомендується активне зігрівання хворого до температури тіла, не вищої 35°C, подальше зігрівання хворого має бути поступовим [1 – 10].

Прилади для охолодження голови людини

На сьогодні є більше десяти експериментальних розробок приладів для гіпотермії головного мозку людини через зовнішні покриви голови або верхні дихальні шляхи [17 – 30]. В основі роботи таких приладів використовується холодильний агрегат (зазвичай компресорного типу) для охолодження холодоносія і гідравлічна система, що забезпечує примусову циркуляцію холодоносія через кріоаплікатор. У більшості приладів як холодоносієм використовують воду за температури +5 °С. Керування режимами охолодження таких приладів здійснюється шляхом регулювання швидкості циркуляції холодоносія через кріоаплікатор, коли досягається заданий рівень зниження температури біологічної тканини охолоджуваної ділянки.

Слід зазначити, що поверхнєве відведення тепла за локальної гіпотермії здійснюється в основному за рахунок теплопровідності і має бути енергійнішим від власної теплопродукції організму людини. При цьому необхідно подолати теплові натікання від теплового центру організму, що вимагає досить тривалого періоду охолодження.

Відомі розробки приладів, принцип роботи яких полягає в охолодженні головного мозку людини через верхні дихальні шляхи (рис. 1 – 5) [29 – 36]. Такі прилади містять у своєму складі катетери, що вставляються в ніздрі пацієнта, через які вливається охолоджений фізрозчин або продувається охоложене повітря. Однак основним недоліком таких приладів є те, що їх не можна використовувати при черепно-мозкових травмах голови, носових переломах та захворюваннях дихальних шляхів, що значно звужує області їх практичного використання.

Також є розробки приладів для охолодження голови людини через зовнішні покриви (рис. 6 – 12) [17 - 23]. Такі прилади складаються з охолоджувального шолому для голови і холодильного агрегата, що охолоджує холодоносієм (повітря, вода, розчин спирту тощо). Однак слід зауважити, що досі немає жодного експериментального підтвердження пониження температури головного мозку людини до необхідної температури $+30 \div 32$ °С за допомогою названих вище розробок.

Зазвичай існуюча апаратура для охолодження голови людини через зовнішні покриви – це габаритні стаціонарні прилади на основі компресійних холодильних агрегатів. Відомо лише 2 розробки приладів, в основі роботи яких використовується термоелектричне охолодження [26 – 28]: термоелектричний прилад у вигляді шолому для охолодження голови людини (рис. 11) та термоелектрична система для охолодження новонароджених Olympic Cool-cap System (рис. 12).

Термоелектричний прилад для охолодження голови людини виготовлений у вигляді мотоциклетного шолома (рис. 11). Охолоджуючий шолом містить 120 термоелементів, що сполучені термічно паралельно та електрично послідовно. Холодопродуктивність такого приладу становить 200 Вт, однак основним недоліком такої розробки є велика маса охолоджуючого шолома – 9 кг, що завдає певних незручностей при експлуатації такого приладу в медичній практиці. Крім того, такий прилад є лише розробкою і немає даних про його медичні випробування.

На відміну від попередньої розробки термоелектрична система для охолодження новонарод-

жених Olympic Cool-cap System [24, 25] (рис. 12) випускається серійно та застосовується у медичній практиці для запобігання або значного зменшення неврологічних ушкоджень, пов'язаних з гіпоксично-ішемічною енцефалопатією у новонароджених дітей. Охолоджуючий шолом приладу складається з ковпака (має мережу каналів, якими циркулює вода від охолоджувального пристрою), тримача для ковпака і зовнішнього ізоляційного ковпака. Прилад забезпечує рівномірне та контрольоване охолодження голови новонародженої дитини до температури $+32^{\circ}\text{C}$. Для підтримки необхідної температури охолоджуючого шолома зовнішній ковпак містить теплову ізоляцію і додатково покритий металеву фольгою [26, 27]. Недолік такого приладу – його великі масо-габаритні параметри, розміри блоку охолодження складають $(132 \times 44 \times 57)$ см, а маса – 52 кг.

Однак, на сьогоднішній день відсутні аналогічні термоелектричні прилади для охолодження головного мозку дорослих людей. Таким чином, з метою розробки сучасних портативних приладів для охолодження голови дорослої людини необхідно визначити перспективність використання термоелектрики для охолодження голови людини.

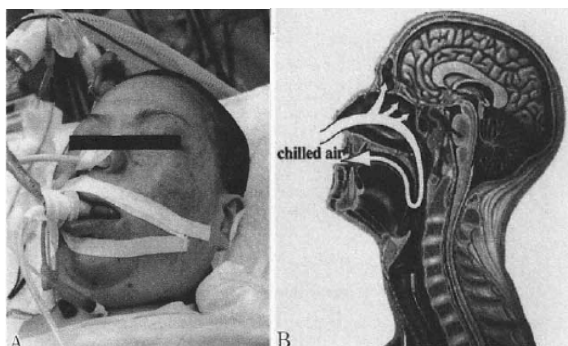


Рис. 1. Пристрій для охолодження мозку людини через верхні дихальні шляхи (Японія) [29-31].



Рис. 2. Пристрій для швидкої гіпотермії (США) [34].

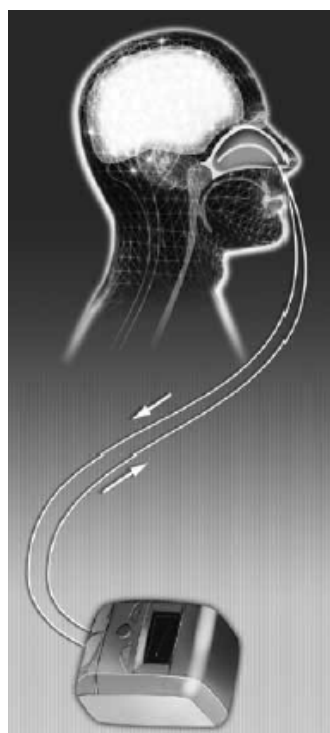


Рис. 3. Інтраназальна система QuickCool (Швеція) [35].

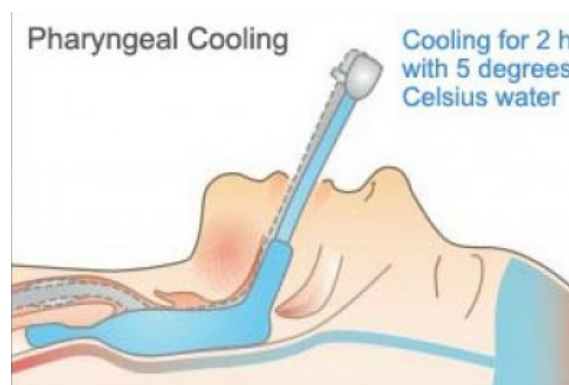


Рис. 4. Фарингальний охолоджуючий манжет (Японія) [36].



Рис. 5. Прилад для гіпотермії головного мозку людини RhinoChill (США) [32, 33].



Рис. 6. Апарат для лікувальної гіпотермії (Росія) [23].



Рис. 7. Прилад для гіпотермії «Холод 2Ф» (Росія) [17-19].



Рис. 8. Прилад для краніоцеребрального охолодження Blanketrol- II (США) [20].



Рис. 9. Прилад для церебральної гіпотермії при лікуванні важких черепно-мозкових травм CoolSystem [21].



Рис. 10. Пристрій для охолодження голови людини Sovika GmbH (Німеччина) [22].



Рис. 11. Термоелектричний прилад у вигляді шолому для охолодження голови людини (Туреччина) [28].



Рис. 12. Термоелектрична система для охолодження новонароджених Olympic Cool-cap System (США) [26, 27].

Порівняльна характеристика існуючих приладів для охолодження голови наведено у табл. 1.

Таблиця 1

Порівняльна характеристика існуючих приладів для охолодження голови [17 – 36]

№	Назва приладу	Вага, кг	Габарити, см	Енергоспоживання, Вт	Холодопродуктивність, Вт	Країна-виробник	Примітка
<i>Прилади для охолодження голови людини через верхні дихальні шляхи</i>							
1.	Пристрій для охолодження мозку людини через верхні дихальні шляхи [29 – 31]	–	–	–	–	Японія	розробка
2.	Пристрій для швидкої гіпотермії [34]	–	–	–	–	США	розробка
3.	Інтраназальна система QuickCool [35]	–	–	–	–	Швеція	розробка
4.	Фарингальний охолоджуючий манжет [36]	–	–	–	–	Японія	розробка
5.	Прилад для гіпотермії головного мозку людини RhinoChill [32, 33]	4.8	39×26×16	–	–	США	серійне виробництво
<i>Прилади для охолодження голови людини через зовнішні покриви</i>							
6.	Апарат для лікувальної гіпотермії [23]	65	94×45×52	–	–	Росія	розробка
7.	Прилад для гіпотермії «Холод 2Ф» [17 – 19]	–	–	–	–	Росія	розробка
8.	Прилад для краніоцеребрального охолодження Blanketrol- II [20]	67	43×43×95	–	–	США	серійне виробництво
9.	Прилад для церебральної гіпотермії при лікуванні важких черепно-мозкових травм CoolSystem [21]	–	–	–	–	США	розробка
10.	Пристрій для охолодження голови людини Sovika GmbH [22]	–	–	–	–	Німеччина	серійне виробництво
11.	Термоелектричний прилад у вигляді шолому для охолодження голови людини [28]	–	–	–	200	Туреччина	розробка
12.	Термоелектрична система для охолодження новонароджених Olympic Cool-cap System [26, 27]	52	132×43×57	500 – 700	–	США	серійне виробництво

Про ефективність використання термоелектричного охолодження

З наведеного вище аналізу робіт [17 – 36] видно, що наявна апаратура для охолодження голови людини – це переважно габаритні стаціонарні прилади на основі компресорних холодильних агрегатів. Середня маса таких приладів становить $50 \div 70$ кг за об'єму $0.2 \div 0.3$ м³, енергоспоживанні 500 – 700 Вт та холодопродуктивності – близько 200 Вт (табл. 1). При цьому електричне живлення приладів передбачено тільки від мережі 110 ÷ 220 В змінного струму. Це, в свою чергу, обмежує використання таких приладів у нестаціонарних умовах лікування (наприклад, у медичному транспорті – автомобілях, гелікоптерах, літаках тощо).

Легко переконатися, що на основі термоелектричного охолодження можна створити портативний термоелектричний прилад для охолодження голови людини, що матиме значно нижчі масо-габаритні характеристики порівняно з існуючими аналогами. Для цього виконаємо прості оціночні розрахунки.

Розглянемо модель термоелектричного приладу для охолодження голови людини (рис. 13).

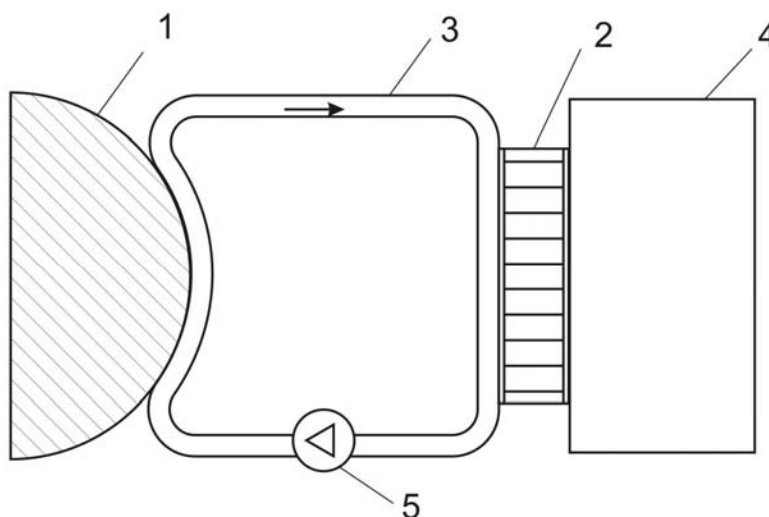


Рис. 13. Модель термоелектричного приладу для охолодження голови людини:

- 1 – голова людини, 2 – термоелектрична система охолодження,
3 – рідинна система теплообміну, 4 – рідинний (або повітряний) радіатор,
5 – циркуляційний насос

З медичних вимог відомо [1 – 10], що мінімально допустима температура поверхні голови людини становить $+2^{\circ}\text{C}$. Середня температура навколишнього середовища в умовах лікувальних закладів переважно становить $+20^{\circ}\text{C}$. Теплопередача від голови людини 1 до термоелектричної системи охолодження 2 здійснюється за допомогою рідинної системи теплообміну 3. При цьому передача тепла від термоелектричної системи охолодження 2 в навколишнє середовище може відбуватися двома шляхами – рідинним або повітряним. Для кращих рідинних теплообмінників температурні втрати становлять $7 \div 8^{\circ}\text{C}$ [41, 42], у випадку використання кращих повітряних радіаторів – $10 \div 20^{\circ}\text{C}$ [41, 43]. З врахуванням втрат перепад температури на термоелектричних модулях становитиме від $\Delta T \approx 30^{\circ}\text{C}$ за використання обох рідинних систем теплообміну до $\Delta T \approx 45^{\circ}\text{C}$ за використанням рідинної та повітряної систем теплообміну. Для такої задачі найкраще підходять спеціально розроблені в Інституті термоелектрики термоелектричні модулі АЛТЕК-011, що характеризуються підвищеним значенням максимального перепаду температур [44]. Навантажувальні характеристики таких модулів наведено на рис. 14.

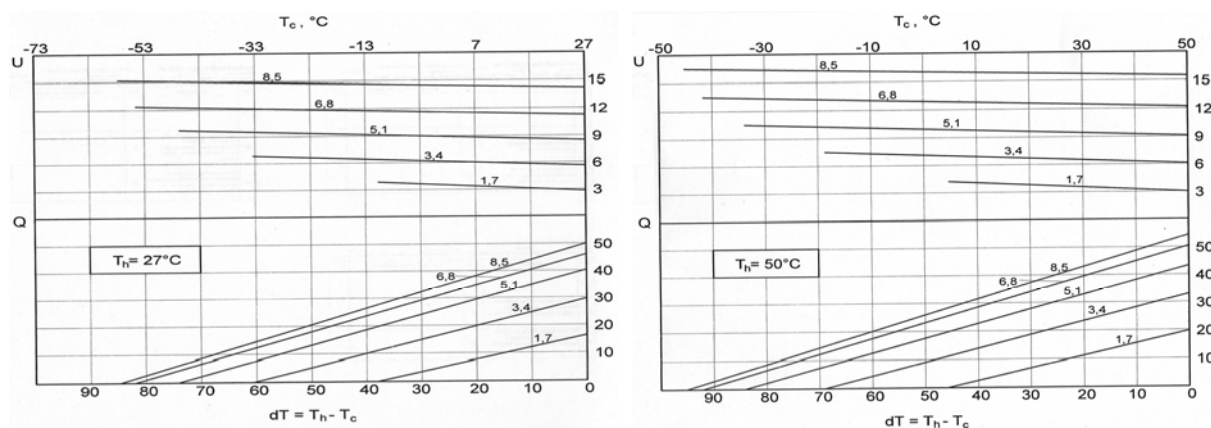


Рис.14. Навантажувальні характеристики термоелектричних модулів АЛТЕК-011.

З рис. 14 видно, що за заданого перепаду температур на термоелектричному модулі $\Delta T \approx 30 \div 45^\circ\text{C}$ за оптимального електричного струму холодопродуктивність одного модуля становитиме $Q \approx 20 \div 30$ Вт. Звідси випливає, що для забезпечення зазначеної вище холодопродуктивності приладу на рівні 200 Вт необхідно 7–10 шт. термоелектричних модулів. З урахуванням системи теплообміну об'єм такого приладу становитиме 10–15 літрів, а маса – 5–7 кг.

Крім того, прилад на основі термоелектричного охолодження легко адаптувати до живлення від бортової мережі транспортного засобу 12–24 В постійного струму. Таким чином, термоелектричні прилади для охолодження голови людини мають незаперечні переваги перед традиційними компресорними (у 10 та 20 разів менші маса й об'єм відповідно, а також у 2.5–3 рази енергоспоживання) і при цьому забезпечують необхідну холодопродуктивність на рівні 200 Вт.

При проектуванні приладу для охолодження голови людини необхідно врахувати специфіку теплофізичних процесів організму людини. Проведені в роботах [37–39] дослідження охолодження голови людини через зовнішні покриви показали, що такий спосіб охолодження головного мозку людини є недостатньо ефективним, оскільки досягається пониження температури приповерхневого шару мозку лише до $+36^\circ\text{C}$. Попри це відома також робота [40], що демонструє більш ефективне охолодження мозку людини (до $+34^\circ\text{C}$) шляхом охолодження шиї в області розміщення сонних артерій. Очевидно, що найбільш ефективним буде використання обох способів охолодження мозку. Тому для такої мети прилад має містити і охолоджуючий шолом для голови, і охолоджуючий манжет для шиї.

Наведений аналіз свідчить про те, що справді можна створити портативний термоелектричний прилад для охолодження голови людини, який матиме меншу масу та об'єм порівняно з існуючими аналогами на основі компресорних холодильних агрегатів. Такі прилади потенційно матимуть широке практичне використання у медицині, що підвищить ефективність та якість надання невідкладної медичної допомоги в системі охорони здоров'я.

Висновки

1. Прилади для охолодження голови людини (зазвичай на основі компресорних холодильних агрегатів) цілком забезпечують необхідні температурні умови, однак через великі габарити та високе енергоспоживання ускладнюється їх використання у нестационарних умовах лікування (наприклад, у медичному транспорті – автомобілях, гелікоптерах, літаках тощо).
2. Встановлено, що справді можна створити портативний термоелектричний прилад для охолодження голови людини, що матиме значно нижчі масо-габаритні характеристики (у 10 і 20 разів менші масу та об'єм відповідно, а також у 2.5–3 рази менше енергоспоживання) порівняно з існуючими аналогами на основі компресорних холодильних агрегатів.

3. Встановлено, що для підвищення ефективності охолодження головного мозку людини термоелектричний прилад має містити й охолоджуючий шолом для голови, і охолоджуючий манжет для шиї. Такі прилади потенційно можуть бути перспективними у медицині в екстрених ситуаціях (у разі інсультів, інфарктів, порушень мозкового кровообігу, гострої серцево-судинної недостатності, травм голови та гіпоксії головного мозку людини).

Література

1. Неговский В.А. Оживление организма и искусственная гипотермия. – М.: Медгиз, 1960. – 302 с.
2. Буков В.А. Холод и организм. Вопросы общего глубокого охлаждения животных и человека. - Л., 1964. – 216 с.
3. Угрюмов В.М. Тяжелая закрытая травма черепа и головного мозга. – М.: Медицина, 1974.
4. Дарбинян Т.М., Зиракадзе А.Н., Зольников С.М., Кинтрая П.Я., Комаров Б.А., Копшев С.Н., Купен Н.П., Чачава К.Д. Гипотермия искусственная. – Москва издательство «Советская энциклопедия». – 1989.
5. Иващенко Е.І. Изменение УПП головного мозга в больных геморрагическим ОНМК при воздействии локальной краниocereбральной гипотермии в первые часы инсульта // Мат. лаб. возрастной физиологии мозга ГУ НИИ мозга РАМН. – М., 1995. – С. 23.
6. The hypothermia after cardiac arrest study Group. Mild therapeutic hypothermia to improve the neurologic outcome after cardiac arrest // NEJM. 2002. – Vol. 364. – No 8. – P. 549 – 556.
7. Prandini M.N., Neves Filho A., Lapa A.J., Stavale J.N. Mild hypothermia reduces polymorphonuclear leukocytes infiltration in induced brain inflammation // Arq. Neuropsiquiatr. 2005. – Vol. 63. – No 3B. – P. 779 – 784.
8. Усенко Л.В., Царев А.В. Искусственная гипотермия в современной реаниматологии // Общ. реаниматол. 2009. – Т. V. – № 1. – С. 21 – 23.
9. Белоус А.М., Грищенко В.І. Кробиология. – Киев: Наук.думка, 1994. – 431 с.
10. Шевелёв О.А., Бутров А.В. Технологии лечебной гипотермии в интенсивной терапии и реаниматологии // Неотложная медицина. – № 3. – 2010. – с. 45-49.
11. Копшее С.Н. Краниocereбральная гипотермия в акушерстве. – М.: Медицина, 1985. – 111 с.
12. Савельева Г.М., Шалина Р.І., Смирнова А.А., Кунях Ж.Ю., Евстратова О.П., Симухина М.А. Асфиксия доношенных новорожденных. Комплексная терапия с использованием краниocereбральной гипотермии // Акушерство и гинекология. – 2015.
13. Справочник по психиатрии. Издание второе, переработанное и дополненное. Под редакцией А.В. Снежневского. – М.: «Медицина». – 1985.
14. Сосин І.К., Бабийчук Г.А., Гуревич Я.Л., Филатов М.К., Згонникова Т.Б. Клинические результаты использования краниocereбральной гипотермии для лечения больных алкоголизмом // Кробиология. – №4. – 1990. – с. 36 – 41.
15. Чепкий А.П., Трещинский А.І. Лечебная гипотермия. – К.: Здоровье. – 1969. – 203 с.
16. Караськов А.М., Ломиворотов В.Н., Зельман В.Л., Постнов В.Г. Защита мозга при кардиохирургических операциях в условиях глубокой гипотермической остановки кровообращения // Материалы симпозиума «сердце-мозг» съезда кардиологов и кардиохирургов СФО. – с.66 – 68.
17. В. Harris, P.J.D. Andrews, G.D. Murray, J. Forbes, O. Moseley. Systematic review of head cooling in adults after traumatic brain injury and stroke. Health Technology Assessment 2012; Vol. 16, No.45.
18. Смирнов О. Новый способ охлаждения (или нагрева) тела и устройство для черепно-мозговой гипотермии. Биомед. 1968; 2: 343 – 347.
19. Смирнов О. Способ повышения эффективности воздушной гипотермии и устройство для охлажде-

20. ния мозга. Биомед. 1969; 3: 257 – 260.
21. Cincinnati Sub-Zero. [[Http://Www.Cszmedical.Com/](http://Www.Cszmedical.Com/)].
22. Harris OA, Muh CR, Surlles MC, Pan Y, Rozycki G, Macleod J, et al. Discrete cerebral hypothermia in the management of traumatic brain injury: a randomized controlled trial. J Neurosurg. 2009;110:1256 – 1264.
23. Patent US 20100168825 A1. Device for cooling a body part/ Ingrid Barbknecht.-2010.
24. <http://www.cmed-plus.ru/atg.html>.
25. Анатичук Л.І. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. -К.: Наук. мысль. – 1979. – 768 с.
26. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. Изд.2-е. – Л.: Наука, 1967. – 283 с.
27. "Cool-Cap System Gets FDA Nod". Medgadget.com. Retrieved 2009 – 10 – 13.
28. "Cool-Cap System – Children's Hospital – Scott & White – Central Texas". Sw.org. Retrieved 2009 –10 – 13.
29. Ахиска Р., Гулер І., Явуз А.Х., Топрак А. Система контроля термоэлектрического охладителя мозга с нечетким алгоритмом // Термоэлектричество. – №2. – 2008. – с. 64 – 70.
30. Dohi K, Jimbo H, Abe T, Aruga T. Positive selective brain cooling method: a novel, simple, and selective nasopharyngeal brain cooling method. Acta Neurochirurg Suppl. 2006;96:409 – 412.
31. Shuaib A, Kanthan R, Goplen G, Griebel R, el-azzouni H, Miyashita H, et al. In-vivo microdialysis study of extracellular glutamate response to temperature variance in subarachnoid hemorrhage. Acta Neurochir Suppl 1996;67:53 – 58.
32. Dohi K, Jimbo H, Ikeda Y, Matsumoto K. Pharmacological brain cooling (PBC) by indomethacin; a non-selective cyclooxygenase (COX) inhibitor in acute hemorrhagic stroke. Nosotchu 2000; 22, P. 429 – 434.
33. Sung G, Torbey M, Abou-Chebl A. Rhinochill: a novel brain hypothermia delivery device. Neurology 2009; 72, A75.
34. <http://www.benechill.com>.
35. <http://eng.jhu.edu/wse/cbid/page/Rhid-rapid-hypothermia-induction-device>.
36. Covaciu L. Intranasal cooling for cerebral hypothermia treatment. Phd thesis. Uppsala: Uppsala University; 2010.
37. Takeda Y, Fumoto K, Naito H, Morimoto N. Development of a pharyngeal cooling system that enables brain temperature to be immediately reduced. Crit Care Med 2009;37:506.
38. Kalpana Pathak, Nansen Yu, Andrew Shoffstall, Laura Zheng. Modeling Heat-Transfer of the Olympic Cool-Cap System // BEE 453 Final Project. – г. 1 – 23.
39. F.E.M. Janssen, G.M.J. Van Leeuwen and A.A. Van Steenhoven. Modelling of temperature and perfusion during scalp cooling. Phys. Med. Biol. 50 (2005). pp. 4065 – 4073.
40. Brian H. Dennis, Robert C. Eberhart, George S. Dulikravich, Steve W. Radons. Finite element simulation of cooling of realistic 3-d human head and neck. Journal of biomechanical engineering. January 2004.
41. Keller E., Mudra R., Gugl C., Seule M., Mink S., Fröhlich J. Theoretical evaluations of therapeutic systemic and local cerebral hypothermia // J Neurosci Methods. – 2009. – Apr. 15. – 178(2):345-9. doi: 10.1016/j.jneumeth.2008.12.030. Epub 2009 Jan 9.
42. Теплообменные приборы и системы для термоэлектричества. Отчет о научно-исследовательской работе: Институт термоэлектричества, 2012 г., 164с.
43. Анатичук Л.І., Прибила А.В. О влиянии теплообменных систем на эффективность термоэлектрических приборов // Термоэлектричество. – № 3. – 2012. – с. 39 – 44.
44. Анатичук Л.І., Кузь Р.В., Прибила А.В. О влиянии системы теплообмена на эффективность термоэлектрического кондиционера // Термоэлектричество. – № 1. – 2013. – с. 75 – 81.
45. <http://inst.cv.ua>.

Надійшла до редакції 27.08.2015