

УДК 537.32

Кобылянский Р.Р.^{1,2}, Москалик И.А.¹



Кобылянский Р.Р.

¹Институт термоэлектричества НАН и МОН Украины, ул. Науки, 1, Черновцы, 58029, Украина;
²Черновицкий национальный университет им. Юрия Федьковича, ул. Коцюбинского 2, Черновцы, 58012, Украина.



Кобылянский Р.Р.

О ПЕРСПЕКТИВНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ТЕРМОЭЛЕКТРИЧЕСТВА ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ ГОЛОВЫ ЧЕЛОВЕКА ОХЛАЖДЕНИЕМ

В работе приведен анализ современного состояния использования охлаждения головы человека в медицинской практике. Приведено короткое описание принципа работы существующих приборов для гипотермии головного мозга, их преимущества и недостатки. Установлена перспективность использования термоэлектричества для охлаждения головы человека.

Ключевые слова: термоэлектричество, охлаждение головы человека, локальная гипотермия, гипоксия головного мозга.

The paper presents an analysis of the current state of the use of cooling of the human head in medical practice. The existing devices for cooling the head man, their advantages and disadvantages, and also the prospects of thermoelectricity cooling the human head.

Keywords: thermoelectricity, cooling of the human head, local hypothermia, brain hypoxia.

Введение

Общая характеристика проблемы. Одной из актуальных проблем в медицинской практике является гипоксия головного мозга [1-8]. Она наблюдается при нарушениях мозгового кровообращения, шоковых состояниях, острой сердечно-сосудистой недостаточности, полной поперечной блокаде сердца, травмах головы, отравлении окисью углерода и при асфиксии различного происхождения. Гипоксия головного мозга может также возникать как осложнение при операциях на сердце и магистральных сосудах, а также в раннем послеоперационном периоде. При этом развиваются разные неврологические синдромы и психические расстройства.

При продолжительном кислородном голодании более 3-4 минут восстановление деятельности мозга становится невозможным. Однако, известно, что локальная гипотермия мозга снижает его потребность в кислороде, повышает устойчивость к гипоксии, а также уменьшает или даже исключает опасность временной ишемии мозга и этим увеличивает допустимую продолжительность кислородного голодания [9-10]. Так, например, охлаждение лишь на 5 °С увеличивает время жизни мозга в несколько раз. Гипотермия рекомендована при различного рода травмах головы, оперативных вмешательствах на сердце, а также в послеоперационном периоде – при гипоксических отеках головного мозга, интоксикации и травмах центральной нервной системы.

Как правило, существующая аппаратура для охлаждения головы человека – это габаритные стационарные приборы на основе компрессорных холодильных агрегатов. Хотя в

последнее время появляются разработки приборов на основе термоэлектрического охлаждения, которые вопреки очевидным преимуществам не нашли широкого практического применения.

Поэтому *целью работы* является определение перспективности использования термоэлектричества для охлаждения головы человека.

Влияние охлаждения на функционирование мозга человека

Низкие температуры, как один из физических факторов влияния на организм с лечебной целью, широко применяются в медицинской практике как метод снижения реакции организма на оперативное вмешательство, предупреждения развития тяжелой гипоксии и повышения стойкости головного мозга к кислородному голоданию. Метод краниocereбральной гипотермии (КЦГ) применяется при комплексном лечении различных гипоксических и постгипоксических состояний. Например, при черепно-мозговых травмах, когда нарушается мозговое кровообращение, газообмен и наступает отек мозга, КЦГ дает возможность предотвратить повышение внутричерепного давления и отека мозга охлаждением головы до температуры 30 °С.

Основу методик лечебной гипотермии в неотложной медицине составляют такие принципы отвода тепла: внешнее охлаждение больших участков поверхности тела, охлаждение пустот органов (желудок, прямая кишка), экстракорпоральное и внутривенное охлаждение крови. Отдельно нужно выделить методику краниocereбральной гипотермии (охлаждение головного мозга через внешние покровы головы с целью повышения его стойкости к кислородному голоданию). Различают такие виды КЦГ: умеренную гипотермию 37-35 °С (характерна адаптация организма к охлаждению и развитие компенсаторных функций, направленных на сохранение терморегуляции), среднюю гипотермию 34-30 °С (характеризуется нестабильностью функций организма и повышенным теплообразованием) и глубокую гипотермию 29-24 °С (сводятся к минимуму жизненно важные функции организма – исчезают некоторые условные рефлексы, снижается проводимость периферических нервов, легочная вентиляция и утилизация O_2 тканями организма, также на 64% снижается ритм сердечных сокращений, снижается артериальное давление).

КЦГ является также эффективным способом повышения устойчивости биологической ткани к недостатку кислорода, поскольку при этом происходит блокада нейровегетативной системы. При краниocereбральной гипотермии температура головы человека снижается в 2-3 раза быстрее, чем при общем охлаждении всего тела. К преимуществам этого метода нужно отнести быстрое наступление нейровегетативной блокады, которой не удастся своевременно добиться с помощью фармакологических средств. Умеренная глубина КЦГ наступает через 20-25 мин. при ректальной температуре 37-35 °С. При глубокой КЦГ, которая наступает через 25-30 мин., ректальная температура составляет 30-24 °С, а тканей мозга 25 °С. Если умеренная КЦГ является нестабильной фазой охлаждения, то при глубокой гипотермии изменения в органах и тканях стабилизируются. Так, в стадии глубокой КЦГ артериальное давление снижается до 51.5%, минутный объем крови составляет всего 59.5%, артериальное давление и кровотоков в печени уменьшаются вдвое.

Следует отметить, что в первые минуты кислородного голодания мозга человека отмирают тысячи клеток, которые могут привести к необратимым изменениям, поэтому важно свести к минимуму массовую гибель клеток головного мозга. Это осуществляется за счет локальной гипотермии головы человека, которая вызывает угнетение процессов метаболизма, снижение потребления кислорода и повышение стойкости к гипоксии. В медицинской практике

установлено, что оптимальной температурой хладоносителя (вода, воздух и т.п.), который контактирует с поверхностью головы человека, является температура $+2^{\circ}\text{C}$. Более низкие температуры являются опасными для организма человека из-за обморожения кожных покровов. При этом температуру тела больного измеряют в нескольких точках (внутри слухового прохода на уровне барабанной перепонки, в носоглотке, пищеводе и прямой кишке). Температура внутри слухового прохода на уровне барабанной перепонки отвечает температуре коры головного мозга на глубине 25 мм от внутреннего свода черепа. Охлаждение длится до тех пор, пока температура в прямой кишке становится не ниже $33-32^{\circ}\text{C}$, в пищеводе $32-31^{\circ}\text{C}$. После проведения КЦГ рекомендуется активное согревание больного до температуры тела, не выше 35°C , дальнейшее согревание больного должно быть постепенным [1-10].

Приборы для охлаждения головы человека

На сегодняшний день существует больше десяти экспериментальных разработок приборов для гипотермии головного мозга человека через внешние покровы головы или верхние дыхательные пути [17-30]. В основе работы таких приборов используется холодильный агрегат (как правило компрессорного типа) для охлаждения хладоносителя и гидравлическая система, которая обеспечивает принудительную циркуляцию хладоносителя через криоаппликатор. В большинстве приборов в качестве хладоносителя используют воду при температуре $+5^{\circ}\text{C}$. Управление режимами охлаждения таких приборов осуществляется путем регулирования скорости циркуляции хладоносителя через криоаппликатор, когда достигается заданный уровень снижения температуры биологической ткани охлаждаемого участка.

Следует отметить, что поверхностный отвод тепла при локальной гипотермии осуществляется в основном за счет теплопроводности и должен быть энергичнее собственной теплопродукции организма человека. При этом необходимо преодолеть тепловые натекания от теплового центра организма, который требует довольно продолжительного периода охлаждения.

Известны разработки приборов, принцип работы которых состоит в охлаждении головного мозга человека через верхние дыхательные пути (рис. 1-5) [29-36]. Такие приборы содержат, вставляемые в ноздри пациента катетеры, из которых вливается охлажденный физраствор или продувается охлажденный воздух. Однако основным недостатком таких приборов является то, что их нельзя использовать при черепно-мозговых травмах головы, носовых переломах и заболеваниях дыхательных путей, что значительно сужает области их практического использования.

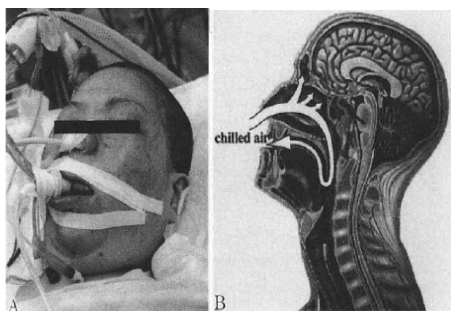


Рис. 1. Устройство для охлаждения мозга человека через верхние дыхательные пути (Япония) [29-31].



Рис. 2. Устройство для быстрой гипотермии (США) [34].

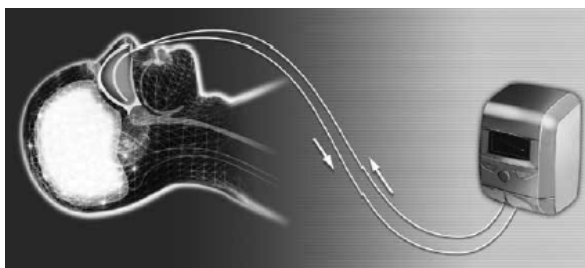


Рис. 3. Интраназальная система Quickscool (Швеция) [35].



Рис. 4. Фарингальная охлаждающая манжета (Япония) [36].



Рис. 5. Прибор для гипотермии головного мозга человека Rhinocill (США) [32, 33].



Рис. 6. Аппарат для лечебной гипотермии (Россия) [23].



Рис. 7. Прибор для гипотермии «Холод 2Ф» (Россия) [17-19].



Рис. 8. Прибор для краниocereбрального охлаждения Blanketrol- II (США) [20].



Рис. 9. Прибор для церебральной гипотермии при лечении тяжелых черепно-мозговых травм Coolsystem [21].



Рис. 10. Устройство для охлаждения головы человека Sovika GmbH (Германия) [22].



Рис. 11. Термоэлектрический прибор в виде шлема для охлаждения головы человека (Турция) [28].



Рис. 12. Термоэлектрическая система для охлаждения новорожденных Olympic Cool-cap System (США) [26, 27].

Также существуют разработки приборов для охлаждения головы человека через внешние покровы (рис. 6-12) [17-23]. Такие приборы состоят из охладительного шлема для головы и холодильного агрегата, который охлаждает хладоноситель (воздух, воду, раствор спирта и т.п.). Однако, следует заметить, что до сих пор нет никакого экспериментального подтверждения понижения температуры головного мозга человека до необходимой $+30 \div 32$ °С с помощью указанных выше разработок.

Сравнительная характеристика существующих приборов для охлаждения головы приведена в таблице 1.

Таблица 1

Сравнительная характеристика существующих приборов для охлаждения головы [17-36]

№	Название прибора	Вес, кг	Габариты, см	Энергопотребление, Вт	Хладопродуктивность, Вт	Страна-производитель	Примечание
<i>Приборы для охлаждения головы человека через верхние дыхательные пути</i>							
1.	Устройство для охлаждения мозга человека через верхние дыхательные пути [29-31]	–	–	–	–	Япония	разработка
2.	Устройство для быстрой гипотермии [34]	–	–	–	–	США	разработка
3.	Интраназальная система Quickcool [35]	–	–	–	–	Швеция	разработка
4.	Фарингальная охлаждающая манжета [36]	–	–	–	–	Япония	разработка
5.	Прибор для гипотермии головного мозга человека Rhinohill [32, 33]	4.8	39×26×16	–	–	США	серийное производство
<i>Приборы для охлаждения головы человека через внешние покровы</i>							
6.	Аппарат для лечебной гипотермии [23]	65	94×45×52	–	–	Россия	разработка
7.	Прибор для гипотермии «Холод 2Ф» [17-19]	–	–	–	–	Россия	разработка
8.	Прибор для краниоцеребрального охлаждения Blanketrol- II [20]	67	43×43×95	–	–	США	серийное производство
9.	Прибор для церебральной гипотермии при лечении тяжелых черепно-мозговых травм Coolsystem [21]	–	–	–	–	США	разработка
10.	Устройство для охлаждения головы человека Sovika GmbH [22]	–	–	–	–	Германия	серийное производство
11.	Термоэлектрический прибор в виде шлема для охлаждения головы человека [28]	–	–	–	200	Турция	разработка
12.	Термоэлектрическая система для охлаждения новорожденных Olympic Cool-cap System [26, 27]	52	132×43×57	500-700	–	США	серийное производство

Обычно существующая аппаратура для охлаждения головы человека через внешние покровы – это в подавляющем большинстве габаритные стационарные приборы на основе компрессионных холодильных агрегатов. Известны лишь 2 разработки приборов, в основе работы которых используется термоэлектрическое охлаждение [26-28]: термоэлектрический прибор в виде шлема для охлаждения головы человека (рис. 11) и термоэлектрическая система для охлаждения новорожденных Olympic Cool-cap System (рис. 12).

Термоэлектрический прибор для охлаждения головы человека изготовлен в виде мотоциклетного шлема (рис. 11). Охлаждающий шлем содержит 120 термоэлементов, соединенных термически параллельно и электрически последовательно. Хладопродуктивность такого прибора составляет 200 Вт, однако основным недостатком такой разработки является большая масса охлаждающего шлема – 9 кг, что создает определенные неудобства при эксплуатации такого прибора в медицинской практике. Кроме того, такой прибор является лишь разработкой и отсутствуют данные о его медицинских испытаниях.

В отличие от предыдущей разработки термоэлектрическая система для охлаждения новорожденных Olympic Cool-cap System [24, 25] (рис. 12) выпускается серийно и применяется в медицинской практике для предотвращения или значительного уменьшения неврологических повреждений, связанных с гипоксично-ишемической энцефалопатией у новорожденных детей. Охлаждающий шлем прибора состоит из колпака (содержащего сеть каналов, по которым циркулирует вода от охлаждающего устройства), держателя для колпака и внешнего изоляционного колпака. Прибор обеспечивает равномерное и контролируемое охлаждение головы новорожденного ребенка до температуры +32 °С. Для поддержания необходимой температуры охлаждающего шлема внешний колпак содержит тепловую изоляцию и дополнительно покрыт металлической фольгой [26, 27]. Недостатком такого прибора являются его большие массогабаритные параметры – размеры блока охлаждения составляют (132×44×57) см, а масса – 52 кг.

Однако на сегодняшний день отсутствуют аналогичные термоэлектрические приборы для охлаждения головного мозга взрослых людей. Таким образом, с целью разработки современных портативных приборов для охлаждения головы взрослого человека, необходимо определить перспективность использования термоэлектричества для этих целей.

Об эффективности использования термоэлектрического охлаждения

Из приведенного выше анализа работ [17-36] видно, что существующая аппаратура для охлаждения головы человека – это в подавляющем большинстве габаритные стационарные приборы на основе компрессорных холодильных агрегатов. Средняя масса таких приборов составляет 50÷70 кг при объеме 0.2÷0.3 м³, энергопотреблении 500-700 Вт и хладопродуктивности – около 200 Вт (таблица 1). При этом электрическое питание приборов предусмотрено только от сети 110÷220 В переменного тока. Это, в свою очередь, ограничивает использование таких приборов в нестационарных условиях лечения (например, в медицинском транспорте – автомобилях, вертолетах, самолетах и т.п.).

Можно легко убедиться, что на основе термоэлектрического охлаждения можно создать портативный термоэлектрический прибор для охлаждения головы человека, который будет иметь значительно меньшие массогабаритные характеристики по сравнению с существующими аналогами. Для этого выполним простые оценочные расчеты.

Рассмотрим модель термоэлектрического прибора для охлаждения головы человека (рис. 13).

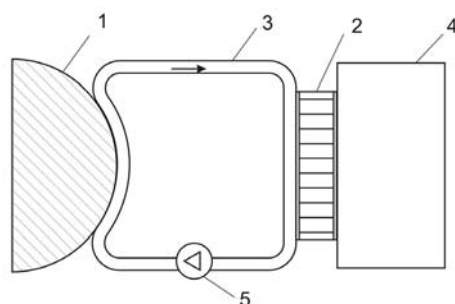


Рис. 13. Модель термоэлектрического прибора для охлаждения головы человека:
1 – голова человека, 2 – термоэлектрическая система охлаждения, 3 – жидкостная система теплообмена, 4 – жидкостный (или воздушный) радиатор, 5 – циркуляционный насос.

Из медицинских требований известно [1-10], что минимально допустимая температура поверхности головы человека составляет $+2\text{ }^{\circ}\text{C}$. Средняя температура окружающей среды в условиях лечебных заведений, как правило, составляет $+20\text{ }^{\circ}\text{C}$. Теплопередача от головы человека 1 к термоэлектрической системе охлаждения 2 осуществляется с помощью жидкостной системы теплообмена 3. При этом передача тепла от термоэлектрической системы охлаждения 2 в окружающую среду может происходить двумя путями – жидкостным или воздушным. Для лучших жидкостных теплообменников температурные потери составляют $7 \div 8\text{ }^{\circ}\text{C}$ [41, 42], в случае использования лучших воздушных радиаторов – $10 \div 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ [41, 43]. С учетом потерь перепад температур на термоэлектрических модулях будет составлять от $\Delta T \approx 30\text{ }^{\circ}\text{C}$, при использовании обеих жидкостных систем теплообмена, до $\Delta T \approx 45\text{ }^{\circ}\text{C}$, при использовании жидкостной и воздушной систем теплообмена. Для такой задачи лучше всего подходят специально разработанные в Институте термоэлектричества термоэлектрические модули АЛТЕК-011, которые характеризуются повышенным значением максимального перепада температур [44]. Нагрузочные характеристики таких модулей приведены на рис. 14.

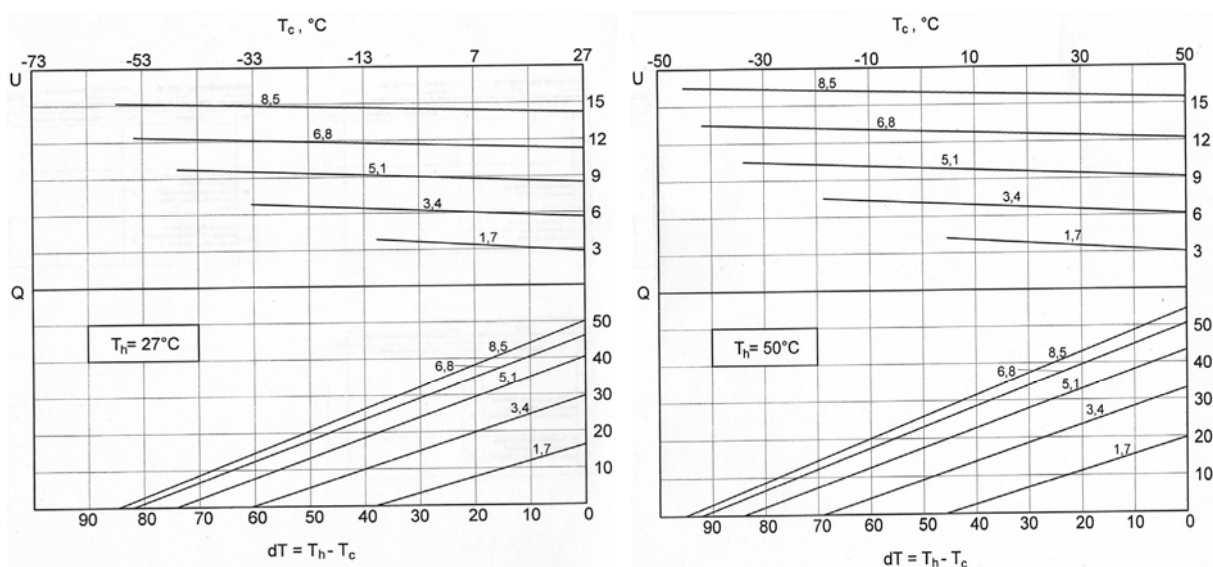


Рис. 14. Нагрузочные характеристики термоэлектрических модулей АЛТЕК-011.

Из рис. 14 видно, что при заданном перепаде температур на термоэлектрическом модуле $\Delta T \approx 30 \div 45\text{ }^{\circ}\text{C}$, при оптимальном электрическом токе, хладопродуктивность одного модуля будет составлять $Q \approx 20 \div 30\text{ Вт}$. Отсюда следует, что для обеспечения указанной

хладопродуктивности прибора на уровне 200 Вт необходимо 7-10 шт. термоэлектрических модулей. С учетом системы теплообмена объем такого прибора будет составлять 10-15 литров, а масса – 5-7 кг.

Кроме того, прибор на основе термоэлектрического охлаждения легко адаптировать к питанию от бортовой сети транспортного средства 12-24 В постоянного тока. Таким образом, термоэлектрические приборы для охлаждения головы человека имеют неопровержимые преимущества перед традиционными компрессорными (в 10 и 20 раз меньшие масса и объем соответственно, а также в 2.5-3 раза энергопотребления) и при этом обеспечивают необходимую хладопродуктивность на уровне 200 Вт.

При проектировании прибора для охлаждения головы человека необходимо учесть специфику теплофизических процессов организма человека. Проведенные в работах [37-39] исследования охлаждения головы человека через внешние покровы показали, что такой способ охлаждения головного мозга человека является недостаточно эффективным, поскольку достигается понижение температуры приповерхностного слоя мозга лишь до +36 °С. Но известна также работа [40], которая демонстрирует более эффективное охлаждение мозга человека (до +34 °С) путем охлаждения шеи в области прохождения сонных артерий. Очевидно, что наиболее эффективным будет использование обоих способов охлаждения мозга. Поэтому для такой цели прибор должен содержать и охлаждающий шлем для головы, и охлаждающую манжету для шеи.

Проведенный анализ свидетельствует о том, что действительно можно создать портативный термоэлектрический прибор для охлаждения головы человека, который будет иметь меньшую массу и объем по сравнению с существующими аналогами на основе компрессорных холодильных агрегатов. Такие приборы потенциально будут иметь широкое практическое применение в медицине, что повысит эффективность и качество предоставления неотложной медпомощи в системе здравоохранения.

Выводы

1. Существующие приборы для охлаждения головы человека (как правило на основе компрессорных холодильных агрегатов) вполне обеспечивают необходимые температурные условия, однако из-за больших габаритов и высокого энергопотребления усложняется их использование в нестационарных условиях лечения (например, в медицинском транспорте – автомобилях, вертолетах, самолетах и т.п.).
2. Установлено, что действительно можно создать портативный термоэлектрический прибор для охлаждения головы человека, который имеет значительно меньшие массогабаритные характеристики (меньшие в 10 и 20 раз массу и объем соответственно, а энергопотребление в 2.5-3 раза ниже) по сравнению с существующими аналогами на основе компрессорных холодильных агрегатов.
3. Установлено, что для повышения эффективности охлаждения головного мозга человека термоэлектрический прибор должен содержать и охлаждающий шлем для головы, и охлаждающую манжету для шеи. Такие приборы потенциально могут быть перспективными в медицине в экстренных ситуациях (при инсультах, инфарктах, нарушениях мозгового кровообращения, острой сердечно-сосудистой недостаточности, травмах головы и гипоксии головного мозга человека).

Литература

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.И. 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. 5. – № 1. – С. 21-23.
9. Белоус А.М., Грищенко В.И. 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.И., 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 И.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.И. 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. V. 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 охлаждения мозга. Биомед. 1969; 3: 257-260.
20. Cincinnati Sub-Zero. [[Http://Www.Cszmedical.Com/](http://Www.Cszmedical.Com/)].
21. Harris OA, Muh CR, Surles 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.
22. Patent US 20100168825 A1. Device for cooling a body part/ Ingrid Barbknecht.-2010.
 23. <http://www.cmed-plus.ru/atg.html>.
 24. Анатычук Л.И. Термоэлементы и термоэлектрические устройства: Справочник. -К.: Наук. мысль. – 1979. – 768 с.
 25. Коленко Е.А. Термоэлектрические охлаждающие приборы. Изд.2-е. – Л.: Наука, 1967. – 283 с.
 26. "Cool-Cap System Gets FDA Nod". Medgadget.com. Retrieved 2009-10-13.
 27. "Cool-Cap System – Children's Hospital – Scott & White – Central Texas". Sw.org. Retrieved 2009-10-13.
 28. Ахиска Р., Гулер I., Явуз А.Х., Топрак А. Система контроля термоэлектрического охладителя мозга с нечетким алгоритмом // Термоэлектричество. – №2. – 2008. – с. 64-70.
 29. 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.
 30. 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.
 31. 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.
 32. Sung G, Torbey M, Abou-Chebl A. Rhinohill: a novel brain hypothermia delivery device. Neurology 2009; 72, A75.
 33. <http://www.benechill.com>.
 34. <http://eng.jhu.edu/wse/cbid/page/Rhid-rapid-hypothermia-induction-device>.
 35. Covaciu L. Intranasal cooling for cerebral hypothermia treatment. Phd thesis. Uppsala: Uppsala University; 2010.
 36. 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.
 37. Kalpana Pathak, Nansen Yu, Andrew Shoffstall, Laura Zheng. Modeling Heat-Transfer of the Olympic Cool-Cap System // BEE 453 Final Project. – P. 1-23.
 38. 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). P. 4065–4073.
 39. 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.
 40. 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.
 41. Теплообменные приборы и системы для термоэлектричества. Отчет о научно-исследовательской работе: Институт термоэлектричества, 2012 г., 164 с.
 42. Анатичук Л.И., Прибила А.В. О влиянии теплообменных систем на эффективность термоэлектрических приборов // Термоэлектричество. – № 3. – 2012. – С. 39-44.
 43. Анатичук Л.И., Кузь Р.В., Прибила А.В. О влиянии системы теплообмена на эффективность термоэлектрического кондиционера // Термоэлектричество. – № 1. – 2013. – С. 75-81.
 44. <http://inst.cv.ua>.

Поступила в редакцию 27.08.2015.