УДК 621.316.13

# БАГАТОРЕЖИМНИЙ КОНТЕЙНЕР ДЛЯ ТЕРМОСТАБІЛІЗАЦІЇ ТІЛА ПАЦІЄНТА

**І. Ю. Худецький[1,2], Ю. В. Антонова-Рафі[1], А.Є.Поліщук[1]**
[1]*Національний технічний університет України «КПІ імені Ігоря Сікорського»*
[2]*Інститут електрозварювання Е.О. Патона Національної академії наук України*

***Анотація.*** *Стаття присвячена транспортуванню пацієнта у стані гіпоксії з забезпеченням стану керованої гіпотермії тіла. Приведені дані про конструкцію, систему управління роботою багаторежимного контейнера, процедура відображення, накопичення та передачі даних, обґрунтовано оптимальний перелік показників функціонального стану пацієнта. Контейнер дозволяє збільшити час безпечного транспортування постраждалого в кілька разів.*

***Ключові слова:*** *інфаркт, інсульт, поранення, транспортування постраждалих, керована гіпотермія, функціональний стан, оксиметрія.*

## Вступ

Успішність лікування при інфарктах, інсультах, пораненнях з великими крово-втратами чи травмах з порушенням кровопостачання окремих органів або частин тіла напряму залежить від часу між виникненням патології та наданням кваліфікованої (спеціалізованої) медичної допомоги. Чим швидше приступають до лікування після виникнення цієї групи патологій, тим більші шанси на одужання у пацієнта та менші загрози на отримання інвалідності.

Реально терміни надання такої допомоги залежать від відстані між місцем виникнення патології і лікувальним закладом, де надається допомога. Цей час може змінюватись в залежності від умов транспортування, стану доріг, завантаженості операційних, тощо. Під час транспортування, особливо поранених з поля бою зимою непристосованим транспортом, пацієнти можуть отримати переохолодження чи обмороження.

Цілий ряд патологічних станів супроводжуються порушенням постачання кисню в тканини тіла людини.

До таких станів можна віднести поранення, травми, інфаркти, інсульти та деякі інші захворювання.

В усіх цих випадках тривалість гіпоксії і розвиток некрозу тканин тісно пов'язані. Як відомо, найбільш чутливим до гіпоксії є мозок. При температурі тіла 36,6-37$^0$С його клітини втрачають життєздатність через 7-8 хв. Більш витривалими до гіпоксії є тканини серця. В залежності від ступеня гіпоксії некроз міокарда наступає, як правило, через кілька годин.

© Худецький І. Ю., Антонова-Рафі Ю. В., Поліщук А. В., 2017

Аналогічну картину з часом настання некрозу ми можемо спостерігати при пораненнях зі значними крововтратами, травмах з порушенням кровопостачання окремих органів чи ділянок тіла, при накладанні джгута з метою зупинки кровотечі.

Часто місце настання патології у конкретного пацієнта та місце лікувального закладу, де йому надається кваліфікована допомога, знаходяться на значній відстані і потребують тривалого часу транспортування. Тому пацієнт попадає в операційну вже після настання некрозу тканин, і йому не може бути надана ефективна медична допомога.

Ще гостріше ця проблема стоїть при наданні медичної допомоги в умовах ведення бойових дій. Місце поранення військовослужбовців (поле бою), як правило, знаходиться на значній відстані від місця надання кваліфікованої медичної допомоги (лікарень, госпіталів). На полі бою чи в безпосередній близькості від нього надається лише перша медична та долікарська допомога. Подальше транспортування пацієнта до місця надання першої лікарської, кваліфікованої чи спеціалізованої медичної допомоги може тривати від двох до шести годин, а в окремих випадках навіть більше та проводитись не спеціалізованим транспортом.

Загалом є два шляхи збереження життєздатності тканин в умовах гіпоксії. Один з них - це заходи, спрямовані на оксигенацію крові і тканин, інший - зменшення потреби тканин у кисні, наприклад, за рахунок уповільнення обміну речовин локально або в організмі в цілому. Інколи вони застосовуються разом.

Контроль за станом пацієнта в цей період є актуальним і багато в чому визначає успішність подальшого лікування. Зважаючи на умови транспортування з поля бою, важливим також є мож-

ливість підтримання оптимального теплового стану пацієнта. Це дозволяє попередити обмороження взимку та забезпечити оптимальний, для транспортування гіпотермічний стан у широкому спектрі температур оточуючого середовища. Таким чином, розробка апаратури для збільшення часу безпечного транспортування пацієнта під контролем основних показників функціонального сану є актуальною для сучасної медицини.

## Мета та завдання дослідження

Метою даного дослідження було розробити та виготовити апарат «багаторежимний контейнер для термостабілізації тіла пацієнта», який дозволить суттєво збільшити час безпечного транспортування пацієнтів з гіпоксією. Для досягнення поставленої мети були сформульовані основні завдання роботи: провести порівняльний аналіз сучасних приладів для керованої гіпотермії та контролю функціонального стану пацієнта; розробити основні медико-технічні вимоги до апаратури контролю функціонального стану та управління керованою гіпотермією пацієнта в термостабілізуючому контейнері; розробити схему електричну принципову блоку контролю і управління та конструкції термостабілізуючого контейнеру; виготовити та провести технічні випробування розробленого зразка.

## Основна частина

Для вирішення поставленої задачі нами було запропоновано транспортування пацієнта в стані керованої гіпотермії під контролем основних показників функціонального стану пацієнта. Це пов'язано з тим, що на терміни настання некрозу тканин у значній мірі впливає температура тканин. Чим нижча температура тканин тіла, тим повільніші обмінні процеси в них, тим менша потреба в кисні. Разом з тим, наднизька температура тіла може привести до холодової травми чи обмороження. У зв'язку з чим проведення процедур із керованої гіпотермії організму повинно проводитись під контролем основних показників функціонального стану людини.

Загальновідомо, що температуру як лікувальний фактор людство використовує з часу свого існування. Перші письмові згадки про це залишив Hippocratis Coi в IV віці до н.е. та Celsus в I віці до н.е. Вони рекомендували обкладання поранених солдат снігом і льодом. [1] Хірург Наполеона барон Домінік Ларрей письмово свідчив, що поранені зимою офіцери, яких тримали ближче до вогню, рідше виживали після важких поранень, ніж піхотинці, які перебували в умовах переохолодження [1]. У 1945 році була опублікована перша медична стаття, присвячена гіпотермії пацієнтів, які отримали важкі травми голови [1]. У 1950-1970 роки гіпотермія знайшла клінічне застосування в нейрохірургії та кардіології [2,3]. У більшості цих досліджень застосувалась глибока гіпотермія з температурою тіла в інтервалі 20-25°C. Згодом почали застосовувати гіпотермії з помірним зниженням температури тіла до інтервалу 32-34°C. Цілий ряд досліджень підтвердили позитивний ефект помірної гіпотермії при неврологічних і кардіологічних патологіях [4]. В 2003 р Американська асоціація кардіології (AHA) і Міжнародний комітет зі зв'язків в області реанімації (ILCOR) санкціонували використання лікувальної гіпотермії після зупинки серця [5]. Сьогодні все більше число клінік по всьому світу включають гіпотермію як метод лікування в стандартні пакети заходів догляду за пацієнтами з інфарктами та інсультами [6,7].

Контроль за функціональним станом пацієнта теж має давню історію і тісно пов'язаний з технічним прогресом у світі. Разом з тим, у більшості випадків це обладнання є прерогативою стаціонарів та спеціалізованого медичного транспорту. Розроблені апаратні комплекси телемедицини поля бою, які пропонуються розробниками, не знайшли широкого застосування у військово-польовій медицині через свою високу вартість.

На сучасному ринку медичного обладнання немає необхідної апаратури, яка може працювати в польових умовах та контролювати необхідний перелік показників функціонального стану. На ринку представлені апарати контролю за функціональним станом пацієнта для стаціонарів. Вони, як правило, контролюють частоту серцевих скорочень, дихання або кардіограму. Існує також цілий клас гаджетів для контролю функціонального стану під час занять фітнесом, які в основному контролюють частоту серцевих скорочень.

Аналіз літератури, яка присвячена сучасним проблемам військово-польової хірургії загалом та безпечному транспортуванню поранених зокрема дозволив зробити висновок, що для контролю за функціональним станом поранених потрібно визначати та реєструвати такі основні його показники: частоту серцевих скорочень, наявність та частоту дихання, забезпеченість тканин організму киснем, температуру тіла.

Крім того, підтримка необхідної температури тіла необхідна при проведенні та підготовці до хірургічних втручань, в передоперативному періоді.

Сучасний ринок може запропонувати позиції приладів, які в деякій мірі можуть бути використані для цілей терморегуляції. Це, як правило, апаратура для застосування в умовах стаціонару.

Вони можуть бути спрямовані на охолодження поверхні тіла або екстракорпоральне охолодження крові. Охолодження поверхні тіла може здійснюватись зануренням тіла в ванну з "холодною водою (6—12 °С). Ця методика повністю непридатна для цілей транспортування, особливо поранених. Охолодження тіла мішками із льодом чи компресами з рідиною (рис. 1) більш придатна для цілей транспортування методика. Гумова ємність довільних розмірів з рідиною всередині підігрівається або охолоджується в залежності від потреби. Недоліки – довгий час підготовки до використання, короткий термін роботи.

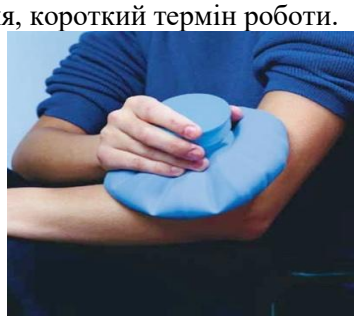

Рис. 1. Компрес з рідиною

Вона є простою, її ефективність збільшується при накладанні льоду в ділянці судин шиї, пахвових, пахвинних і підколінних зон. Проте, процес охолодження протягом 1,5—2 годин загрожує обмороженням з наступним некрозом. Охолодження потоком повітря та вологими простирадлами доволі розповсюджений, хоча і малоефективний метод. Апарат, який охолоджує струменем повітря «CrioJet Air c200» (рис. 2). Апарат працює по принципу кондиціонера.

Рис. 2. CrioJet Air c200

2. Апарат «Kryotur 600» (рис. 3) працює на елементах Пільтьє. Функціонал дає можливість охолоджувати і зігрівати.

Рис. 3. Kryotur 600

3. «SPACE CABIN – Special» (рис. 4). Генерує холодне повітря, використовуючи зріджений азот .

Рис. 4. SPACE CABIN – Special

Активні прилади та засоби загалом пристосовані для стаціонарного використання та не призначені для польових умов. Також вони підходять для реанімації.

В Україні розроблена камера для охолодження «Гіпотерм», а також спеціальний апарат «Флюідокраніогіпотерм», призначені для використання головним чином в нейрохірургії і реанімаційній практиці. Перевагами цього методу є можливість легко контролювати ступінь охолодження. Разом з тим, триваліше охолодження, складна апаратура і можливість обмороження за нормальної температури повітря певною мірою нівелюють переваги повітряного охолодження. Зрошування холодною водою реалізовано в апараті «Холод 2Ф», призначеному для краніоцеребральної гіпотермії. З допомогою апарату проводиться дощування волосистої частини голови водою температури 2—4°С. Спосіб має низку переваг. Зокрема, швидко (25—30 хв) і ефективно охолоджується кора мозку. Натомість повільно відбувається охолодження тіла хворого. Загальним недоліком наведених методів є неможливість їх застосування у польових умовах.

Нами також були розглянуті пасивні засоби для термоізоляції тіла. Вони ізолюють тіло від навколишнього середовища. Таким чином, блокується теплообмін організму і оточуючого середовища. Найпопулярніші засоби, які використовують плівку-ковдру з фольги (рис. 5). Не промокає, не продувається, зберігає тепло з однієї сторони, не пропускає з іншої. Розміри довільні, найпоширені - 1500мм х 2000мм. Недоліки – легко псується, обмежена кількість використань.

Рис. 5. Плівка-ковдра з фольги

Спальний мішок (рис. 6). Мішки виготовлені зі спеціальних, повітронепроникних матеріалів, з використанням штучного або натурального утеплювача. Недоліки – тільки зігрівають. Легко псуються, при намоканні втрачають свої якості.

Рис. 6. Спальний мішок

Термостабілізуючий контейнер. Схожий за принципом до спального мішка. Виготовляють з тканини і термоізолюючих матеріалів. Відмінність від спальних мішків – довший термін служби, стійкі до вологи, намокання.

До засобів для охолодження також можна віднести підручні матеріали: лід, сніг та холодну воду.

Форм-фактор апарату: легкий, зручний для розміщення на тілі пацієнта, достатньо дешевий для масового виробництва і може використовуватись як одноразово, так і багаторазово. Апарат має автономне живлення та можливість підключення до бортової мережі транспорту. Це дозволяє працювати йому в період від надання першої медичної допомоги до надання кваліфікованої медичної допомоги та розміщення пацієнта в стаціонарі. В апараті також передбачена можливість контролю та управління тепловим станом пацієнта. Це дозволяє без додаткових витрат часу та обладнання підключити його до термостабілізуючого контейнера керованої гіпотермії.

Передбачається комплектування цими апаратами сумки-санітарної (розрахованої на 5-10 поранених), медичних пунктів батальону та окремих підрозділів.

Апаратура також може використовуватися МЧС із вирішенням аналогічних питань, а також для систем санітарної авіації та при транспортуванні хворих із однієї медичної організації до іншої.

Для розробки приладу сформульовані такі медико-технічни вимоги:

- контроль частоти серцевих скорочень,
- контроль наявності та частоти дихання,
- контроль забезпеченості тканин організму киснем,
- контроль температури;
- підтримка температури;
- органи виведення та введення інформації;
- Wi-Fi передача даних (як опція);
- карта памяті для запису інформації про функціональний стан пацієнта;
- простий інтерфейс;
- система безпеки для користувача та оператора;
- автономне живлення;
- можливість підключення до бортової мережі транспорту;
- невеликі габарити;
- можливість використання в польових умовах.

Дана система складається з набору сенсорів, функціональних датчиків (температури, частоти серцевих скорочень, рухової активності, електрокардіограми, насичення крові киснем, тощо), які знімають дані про функціональний стан людини та параметри мікроклімату простору, в якому вона знаходиться, термоелементів (для організації необхідного охолодження або нагріву), керуючої частини та допоміжних субсистем. Розроблена система дозволяє в автоматичному режимі проводити замір необхідних параметрів та підтримувати заданий температурний режим. Уся необхідна для лікаря інформація виводиться на LCD екран системи та за необхідністю за допомогою бездротової системи на будь-який переносний пристрій. Система має ергономічний дизайн, забезпечує безпеку від ураження електричним струмом та отримання опіків, має можливість автономної роботи від бортової електромережі автомобіля чи акумулятора. Система має модульну структуру та дозволяє підключати до себе додаткові зовнішні пристрої для розширення своєї функціональності.

Проведені маркетингові дослідження по продукції, що пропонується, свідчать про наявність попиту на цей вид техніки.

Потенційними споживачами даних систем є:

- Постачальники медтехніки та медсервису.
- Лікарні швидкої допомоги.
- Окремі підрозділи МНС.
- Військові госпіталі.
- Санаторії та профілакторії.
- Фірми з продажу туристичного обладнання

До основних споживчих властивостей розробленої системи відносяться:

- Можливість виконання за необхідністю як режиму гіпо- так і гіпертермії.
- Можливість контролю та підтримки заданої користувачем температури тіла.
- Можливість вимірювання рівня кисню в крові людини.
- Можливість зняття електрокардіограми.
- Можливість підключення зовнішніх пристроїв та карт пам'яті.
- Можливість бездротової передачі даних на мобільні пристрої та інформаційні системи.
- Ергономічність та простота у використанні.
- Простота, зручність та легкість у очищенні.
- Можливість швидкої адаптації властивостей системи під вимоги замовника.
- Стійкість до дії зовнішніх факторів навколишнього середовища.
- Надійність та безпечність.
- Екологічність

Розробка системи для контролю та підтримки функціонального стану в процесі транспортування пацієнта або очікування в доопераційний період у стані керованої гіпотермії

Вимоги до системи:

Система має модульну структуру и складається із:

Сенсорного блоку, що складається з набору цифрових сенсорів (температури, частоти серцевих скорочень, рухової активності, електрокардіограми, насичення крові киснем тощо)

Блоку реєстації та відображення інформації про функціональний стан організму пацієнта.

Блоку управління, що управляє системою, автоматичним заміром необхідних параметрів, моніторингом температури тіла (аба частини тіла) пацієнта, а також підтримка заданого температурного режиму і призначається для зняття даних з поверхні тіла людини або простору, в якому знаходиться людина.

Блоку термоелементів, що складається з елементів Пельтьє і призначений для організації режимів охолодження/нагріву.

Інформація виводиться на LCD екран і, за необхідністю, на будь-який переносний пристрій за допомогою бездротової системи зв'язку.

Система має ергономічний дизайн, забезпечує безпеку від ураження електричним струмом та отримання опіків, а також роботу системи в автономному режимі від акумуляторів. Для розширення функціональності системи предбачена можливість підключення додаткових зовнішніх пристроїв.

Конструкційні особливості «Багаторежимного контейнеру для термостабілізації тіла пацієнта». До його складу входить власне термоізолюючий контейнер та блок контролю функціонального стану пацієнта та режимами гіпотермії. В конструкції термоізолюючого контейнера передбачена можливість розміщення пасивних елементів охолодження, можливість легкого доступу до пацієнта для проведення лікувальних маніпуляцій, сумісність з транспортними ношами.

Основною частиною блоку контролю та управління є - мікроконтролер. Він поєднує в собі функції процесора і периферійних пристроїв, може містити ОЗУ і ПЗУ. По суті, це однокристальний комп'ютер, здатний виконувати прості завдання. Використання однієї мікросхеми, замість цілого набору, як у випадку звичайних процесорів, що застосовуються в персональних комп'ютерах, значно знижує розміри, енергоспоживання і вартість пристроїв, побудованих на базі мікроконтролерів. Мікроконтролери є основою для побудови вбудованих систем, їх можна зустріти в багатьох сучасних приладах, таких як телефони, пральні машини і т. п. [11].

Одночасно найпростіші, найпопулярніші та найдешевші платформи торгової марки Arduino. Arduino - це апаратна обчислювальна платформа, проста плата введення/виводу для розробки пристроїв на базі мікроконтролера і середовище розробки на простій та зрозумілій мові Wiring (C ++). Додавши датчики, додаткові модулі управління, ми використали Arduino як "мозок" для нашого апарату. Виробник Arduino має у виробництві різні плати розширення, які підключаються між собою як модулі. На платах розширення впаяні різні датчики або елементи. Розраховано підключення кнопки керування та екрани виводу та вводу інформації.

Існує багато варіантів плат Arduino, найпопулярніші з них Mega, UNO, Nano, Mini. Популярними серед інших плати вони стали за свою доступність, низьку вартість, достатній функціонал для початку розробки. Основні технічні параметри мікроконтролерів, що можуть застосовуватись для блоку управління. Mega ATmega2560 Робоча напруга 5V, вхідна напруга (рекомендована) 7-12V, вхідна напруга (гранична) 6-20V, цифрові Входи / Виходи 54 (14 можуть використовуватися як вихід ШІМ), аналогові входи, 16 шт, постійний струм через вхід / вихід, 40 mA, постійний струм для виведення 3.3 V, 50 mA, флеш-пам'ять 128 Kb (4 використовує завантажувач) ОЗУ, 8 Kb, незалежна пам'ять, 4Kb, тактова частота, 16MHz.

Мікроконтролер Nano, Atmel ATmega168, робоча напруга 5V, вхідна напруга (рекомендована) 7-12V, вхідна напруга (гранична) 6-20V, цифрові Входи / Виходи,14 (6 можуть використовуватися як вихід ШІМ), аналогові входи, 8

шт, постійний струм через вхід / вихід, 40mA, постійний струм для виведення 3.3 V, mA, флеш-пам'ять 16Kb, (2 використовує завантажувач), ОЗУ, 1Kb, незалежна пам'ять, 512Kb, тактова частота, MHz,16 [8].

Плати схожі по функціоналу, і кожна придатна, щоб використати її в якості основи для розробки. Проте, вибір впав на компактну Arduino Nano. Дана платформа одна з найменших в порівнянні з іншими моделями, зображено на рис. 7 фото плати з обох сторін. Плата Arduino Nano складається з мікроконтролера та елементної обв'язки для програмування та інтеграції з іншими схемами. На кожній платі обов'язково присутній лінійний стабілізатор напруги 5 В і 16 МГц кварцовий генератор (в деяких версіях керамічний резонатор) . У мікроконтролер попередньо прошитий завантажувач, тому зовнішній програматор не потрібен [9].

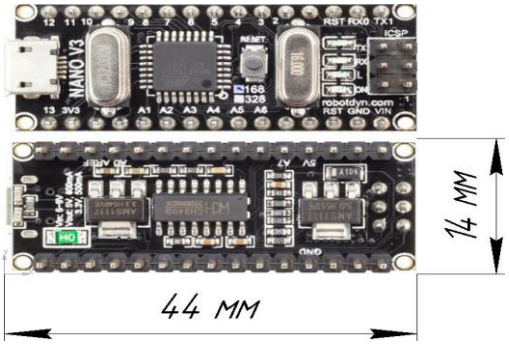


Рис. 7. фото плати Arduino Nano з габаритними розмірами

Кожен з 14 цифрових виходів Nano, використовуючи функції pinMode, digitalWrite, і digitalRead, може налаштовуватися як вхід або вихід. Виходи працюють при напрузі 5 В. Кожен вихід має резистор 20-50 кОм і може пропускати до 40 мА. Інші виходи мають особливі функції:

Послідовна шина: 0 (RX) і 1 (TX). Виходи використовуються для отримання (RX) і передачі (TX) даних TTL. Дані висновки підключені до відповідних висновків мікросхеми послідовної шини FTDI USB-to-TTL.

Зовнішнє переривання: 2 і 3. Дані виходи можуть бути налаштовані на переривання на меншому значенні, або на передньому чи задньому фронті, або при зміні значення. Детальна інформація знаходиться в описі функції attachInterrupt [9].

ШІМ: 3, 5, 6, 9, 10, і 11. Будь-який з виходів забезпечує ШІМ з роздільною здатністю 8 біт за допомогою функції analogWrite [9].

SPI: 10 (SS), 11 (MOSI), 12 (MISO), 13 (SCK). За допомогою даних виходів здійснюється зв'язок SPI, яка, хоча і підтримується апаратною частиною, не включена в мову Arduino.

LED: 13. Вбудований світлодіод, підключений до цифрового виходу 13. Якщо значення на виході має високий потенціал, то світлодіод горить.

На платформі Nano встановлені 8 аналогових входів, кожен розширенням 10 біт (тобто може приймати 1024 різних значення). Стандартно виходи мають діапазон вимірювання до 5 В відносно землі, проте є можливість змінити верхню межу за допомогою функції analogReference [9].

Деякі виходи мають додаткові функції:

I2C: A4 (SDA) і A5 (SCL). За допомогою виходів здійснює зв'язок I2C. Для створення використовується бібліотека Wire.

AREF. Опорна напруга для аналогових входів. Використовується з функцією analogReference [9].

Reset. Низький рівень сигналу на виводі перезавантажує мікроконтролер. Зазвичай застосовується для підключення кнопки перезавантаження на платі розширення, що закриває доступ до кнопки на самій платі Arduino.[10]

Виробник пропонує декілька різновидів корпусу, проте за технічними характеристиками вони однакові, відрізняються лише методами монтажу.

Arduino Nano може працювати через підключення Mini-B USB (5V) , або від нерегульованого 6-20V (вихід 30), або регульованого 5V (вихід 27), зовнішнього джерела живлення. Автоматично вибирається джерело з найвищою напругою. При напрузі менше 5V платформа може працювати нестабільно. При використанні напруги вище 12V регулятор напруги може перегрітися, і плата може вийти з ладу. Рекомендований діапазон напруги від 7V до 12V.

В Arduino Nano вбудований самовідновлювальний запобіжник, що захищає порт USB комп'ютера від струмів короткого замикання і надструмів. Запобіжник спрацьовує при проходженні струму більше 500 мА через USB порт і розриває ланцюг поки не встановляться нормальні значення струмів.

Датчики приладу. В приладі використовується термодатчик для вимірювання температури з поверхні тіла та з простору в якому знаходиться людина. Головна вимога до термодатчика це точність та мала інерційність. Додаткові вимоги до датчика: межі вимірювання, час вимірювання, захищеність від навколишнього середовища, можливість використання двох та більше датчиків, прості умови налаштування та монтажу.

Цим вимогам у найбільшій мірі відповідає датчик DS18B20.

Термодатчик DALLAS DS1820 зображено на рис.8.

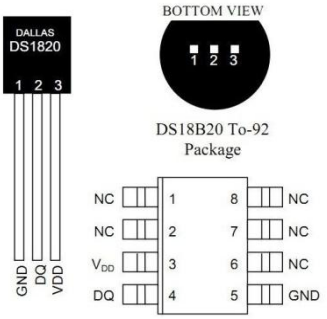


Рис. 8. Технічний рисунок датчика

Кожен датчик має свій унікальний код, тому для підключення достатньо однієї шини для паралельно підключених датчиків. Всі процеси на шині керуються одним центральним мікропроцесором. Тому для забезпечення точності, зменшення похибки доцільно використовувати два або більше датчиків.

DS18B20 цифровий термометр з програмованим розширенням , від 9 до 12 - біт , яке може зберігатися в EEPROM пам'яті приладу. DS18B20 обмінюється даними по 1-Wire шині і при цьому може бути як єдиним пристроєм на лінії так і працювати в групі. Всі процеси на шині управляються центральним мікропроцесором.

Кожен DS18B20 має унікальний 64 -бітний послідовний код , який дозволяє , комутуватися з безліччю датчиків DS18B20 встановлених на одній шині. Такий принцип дозволяє використовувати один мікропроцесор , щоб контролювати безліч датчиків DS18B20 , розподілених на великій ділянці.

Імпульсний датчик серцевого ритму PulseSensor (рис. 9) призначений для експериментів, пов'язаних з вимірюванням частоти серцевих скорочень, і побудований на принципі оптичного вимірювання відбитого світлового потоку від кровоносних судин. Вимірювання найкраще робити на пальці або мочці вуха. Прилади з цим датчиком будуть корисні як початківцям ардуінщікам, так і спортсменам та людям, що стежать за частотою свого пульсу. На платі є ланцюги, які дозволяють отримати максимально чистий, без шумів, вихідний сигнал. Характеристики: Напруга живлення 3-5 В, діаметр: 16 мм, підсилення 330, довжина хвилі: 609 nm.

Рис. 9. Зовнішній вигляд датчика серцевого ритму PulseSensor

Оксиметричний датчик виготовлений з використанням універсального інфрачервоного приймача VS1838B. Інфрачервоний датчик являє собою повністю закінчений пристрій прийому інформації, переданої ІК випромінюванням. Малі розміри, низьке енергоспоживання і зручність застосування спільно з беспаєчною макетною платою. Характеристики: напруга живлення 2,7-5,5В, максимальна дальність 20 м, струм: не більше 1,5 мА. У якості джерела інфрачервоного випромінювання використаний інфрачервоний світлодіод під управлінням мікропроцесора. Датчик ЕКГ виготовлений за схемою диференційного підсилювача з використанням мікропроцесора Arduino Nano. Особливості виготовлення та підключення датчиків містять ознаки know-how.

Термоелементи. В якості охолоджувального та нагрівального пристрою потрібно вибрати прилад або елемент який зможе охолоджувати та нагрівати.

Приладів, які здатні генерувати холод, існує небагато, з найпоширеніших:

Теплова машина. Пристрій, в якому здійснюється перетворення теплової енергії в роботу (тепловий двигун) або навпаки - використання роботи для перенесення теплоти від менш нагрітого тіла до більш нагрітого [11]. Наприклад: побутовий холодильник, кондиціонер.

Елемент Пєльтьє - це термоелектричний перетворювач, принцип дії якого базується на ефекті Пельтьє — виникненні різниці температур при протіканні електричного струму [12]. Розміри починаються від 20х20 мм.

Прилади, які відбирають холод від хімічних елементів, наприклад азот.

Нагрівальні прилади, які можна використати як нагрівач:

- Компоненти, які здатні нагріватись при проходженні електричного струму. Такі як: резистори, ніхромова проволока.
- Теплові машини.
- Елемент Пєльтьє.

У виробництві типи елементів Пельтьє розрізняють зовнішні розміри 25х25 мм., 30х30 мм., 40х40 мм., 50х50 мм. і 62х62 мм. По напрузі живлення розрізняють елементи на 5,9 в., 12 ст., 15 вольт. По струму, який протікає через елемент, від 3,2 до 15 Ампер.

Ще один з основних показників елементів - різниця мінімальної і максимальної температур (ΔT max) У «китайському» виробництві це, в основному: 67°C-68°C. Але більш дорожчі виробники до 120°C

Вони виділяють у процесі своєї роботи велику кількість тепла, вимагають наявності в складі кулера відповідних радіаторів і вентиляторів, здатних ефективно відводити надмірне тепло від охолоджуючих модулів. Використання радіатора продуктивне лише з термопастою. На рис. 10 зображено конструкцію модуля охолодження з використанням елемента Пельтьє, радіатора та кулера.

Рис. 10. Зображення модуля охолодження з використанням елемента Пельтьє, радіатора та кулера

Застосування модулів дуже великої потужності може викликати пониження температури охолоджуючого радіатора до рівня конденсації вологи з повітря, що небезпечно для електронних ланцюгів. Але конденсована волога не має електропровідності. Для виключення даної небезпеки доцільно використовувати елементи Пельтьє оптимальної потужності.

Таким чином, підтримка керованої гіпотермії пацієнта та контроль за основними параметрами його функціонального стану в процесі транспортування є актуальним для надання ефективної медичної допомоги у випадках, коли виникнення патології та можливий час надання кваліфікованої медичної допомоги перевищує терміни настання некрозу. Розроблений та випробуваний «Багаторежимний контейнер для термостабілізації тіла пацієнта» дозволяє вирішити проблеми керованої гіпотермії та збільшує час безпечної гіпоксії у 2 – 3 рази.

**Список використаної літератури**

1. Polderman, Kees H., "Application of therapeutic hypothermia in the ICU." Intensive Care Med. [Text] (2004) 30:556– 575. http://www.springerlink.com /content/9n1h8x2bj8vcc5b8/

2. Holzer, Michael., "Mild Hypothermia to Improve the Neurologic Outcome After Cardiac Arrest." [Text] New England Journal of Medicine. (2002) Vol. 346, No. 8.

3. Николай Михайлович Амосов., «Хирургическая иллиада» (к 100-летию со дня рождения) [Текст] Хірургія України.— 2013.— № 4.— С. 7—10.

4. C.D. Deakin, J.P. Nolan, J. Soar, K. Sunde, R.W. Koster, G.D. Perkins, G.B. Smith:, Erweit erte Reanimation smaßnahmen für Erwachsene („advanced life support"). [Text] Sektion 4 der Leitlinien zur Reanimation 2010 des European Resuscitation Council. In: Notfall Rettungsmed, 2010, 13, S. 559–620 doi:10.1007/s10049–010–1370–3, European Resuscitation Council

5. Ron Winslow, How Ice Can Save Your Life, [Text] Wall Street Journal (OCTOBER 6, 2009).

6. Sessler Daniel, "Thermoregulation and Heat Balance." [Text] Therapeutic Hypothermia. Ed. Mayer, Stephen and Sessler, Daniel. Marcel Decker: New York, 2005

7. Bernard, Stephen et al., "Treatment of Comatose Survivors of Out-of-Hospital Cardiac Arrest with Induced Hypothermia." [Text] New England Journal of Medicine. (2002) Vol. 346, No. 8. http://content. nejm.org/cgi/content/abstract/346/8/557

8. Кожемяко, В. П., Тарновський, М. Г., Павлов С. В.,Схемотехніка сучасного приладобудування. Частина IV [Текст] – Вінниця: ВНТУ,2003.– 136 с.

9. Arduino HardwareDatasheet [Electrical resourse]: https://www.arduino.cc/ – Режим доступу: https://www.arduino.cc/en/Main/arduino Board

10. Проекты с использованием контроллера Arduino. [Текст] — СПб.: БХВ-Петербург, 2014. — 400 с.: ил. — (Электроника)

11. Драганов, Б. Х.,. .[Текст] - Бібліографія, 2005– 504 с.(ISBN 966–8347–23–4).

12. Анатычук, Л. И., Термоэлементы и термоэлектрические устройства. [Текст], Наукова думка 1979. – 766 с.

**References**

1. Polderman Kees H. (2004) "Application of therapeutic hypothermia in the ICU." Intensive Care

Med. 30:556–575. http://www.springerlink.com /content/9n1h8x2bj8vcc5b8/

2. Holzer Michael. (2002) "Mild Hypothermia to Improve the Neurologic Outcome After Cardiac Arrest." New England Journal of Medicine. Vol. 346, No. 8.

3. Nikolai Mikhailovich Amosov, (2013) Surgical oriad (to the 100th anniversary of the birthday) [«KHirurgicheskaya illiada» (k 100-letiyu so dnya rozhdeniya)]Surgery Ukraine. № 4. P. 7–10.

4. C.D. Deakin, J.P. Nolan, J. Soar, K.,Sunde, R.W. Koster, G.D. Perkins, G.B. Smith (2010), Erweit erte Reanimation smaßnahmen für Erwachsene („advanced life support").Sektion 4 der Leitlinien zur Reanimation 2010 des European Resuscitation Council. In: Notfall Rettungsmed, , 13, S. 559–620 doi:10.1007/s10049–010–1370–3, Europe an Resuscitation Council

5. Ron Winslow.(2009), How Ice Can Save Your Life, .Wall Street Journal (OCTOBER 6).

6. Sessler Daniel.( 2005) "Thermoregulation and Heat Balance." Therapeutic Hypothermia". Ed. Mayer, Stephen and Sessler, Daniel. Marcel Decker: New York,

7. Bernard, Stephen et al. (2002) "Treatment of Comatose Survivors of Out-of-Hospital Cardiac Arrest with Induced Hypothermia." New England Journal of Medicine. Vol. 346, No. 8. http://content. nejm.org/cgi/content/abstract/346/8/557

8. Kozhemyako, V. P., Tarnowski, M. G., Pavlov, S. V.(2003) Circuit modern instrumentation. Part IV. Ball, NTB, 136 p.

9. Arduino Hardware DataSheet ttps: //www.arduino.cc/ - Access mode: https:// www.arduino. cc/en/Main/arduino Board

10. Projects using the Arduino controller [Proekty s ispol'zovaniem kontrollera Arduino].(2014) St. Petersburg: BHV–Petersburg, 400 p. (Electronics)

11. B. H. Draganov (2005) Heat: a textbook for students. Higher Engineering. teach. bookmark. [Teplotekhnika: pidruchnik dlya stud. vishhikh tekhn. navch. zakl] / H. B. Draganov. - (Bibliography). (ISBN 966–8347–23–4), 504 p

12. Anatychuk, L. I. (1979) Thermocouples and Thermo-Electric device. [Termoehlementy i termoehlektricheskie ustrojstva.]/ L. I Anatychuk.,. . (Scientific thought). 766 p.

## MULTI CONTAINERS FOR THERMAL STABILIZATION OF THE PATIENT

**Y. V. Antonova-Rafi[1], I. Y. Khudetskyy[1,2], A.E. Polischuk[1]**

*[1]National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv polytechnic institute"*

*[2]The E.O. Paton Electric welding institute of the national academy sciences of Ukraine*

***Abstract.*** *The treatment effectiveness of heart attack, brain attack, injury with vast blood loss or trauma with blood supply disturbance of single organs or body part directly depends on the time between pathology occurrence and delivering of qualified (specialized) medical treatment. The faster proceed to the treatment after such group of pathology occurrence, the bigger chance for patient recuperation and less threat for receiving of disability. In practice, the time of medical care delivering depends on a distance between place of pathology occurrence and medical center, which delivers this care. This time can change depends on transportation conditions, road states, OR availability, etc. On top of that, during transportation of wounded man from battle field in winter by the unallotted transport, the last can get hypothermia or congelation.*

*Proposed multimode container for thermostabilization of patient body allows increasing the time of safety patient transportation in several times. It allows by means of controlled hypothermia essentially reducing the intensity of metabolic processes in tissues and raising their endurance to hypoxia. Herewith provides the thermal patient state which is safe for organism. Constructively it consists of thermostabilizing container, control unit of functional patient state and microclimate parameters in the container, control unit of microclimate and elements of supporting the given microclimate conditions. Taking into account mentioned above pathologies, the unit of functional diagnostics consists of the set of sensors – heart rate, ECG, oximetry, breathing and body temperature in several points. Data of functional state dynamics determine the thermostabilization regime and alarm of critical changes of patient state. These data can be storing to exchangeable memory card and/or transmitted by wireless to mobile devices (phone, notebook, tablet etc.).*

***Key words:*** *heart attack, brain attack, wound, transportation of injured, hypothermia, functional state, oximetry.*

# МНОГОРЕЖИМНЫЙ КОНТЕЙНЕР ДЛЯ ТЕРМОСТАБИЛИЗАЦИИ ТЕЛА ПАЦИЕНТА

**И. Ю. Худецкий[1,2], Ю. В. Антонова-Рафи[1], А. В. Полищук[1]**
[1]*Национальный технический университет Украины «КПИ имени Игоря Сикорского»*
[2]*Институт электросварки Е.О. Патона Национальной академии наук Украины*

***Аннотация.*** *Статья посвящена транспортировке пациента в состоянии гипоксии с обеспечением состояния управляемой гипотермии тела. Приведенные даны о конструкции, системе управления работой многорежимного контейнера, процедура отражения, накопления и передачи данных, обоснован оптимальный перечень показателей функционального состояния пациента. Контейнер позволяет увеличить время безопасной транспортировки пострадавшего в несколько раз.*

***Ключевые слова:*** *инфаркт, инсульт, ранение, транспортировка потерпевших, гипотермия, функциональное состояние, оксиметрия.*

Получено 15.04.2017

**Худецький Ігор Юліанович,** доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри біобезпеки і здоров'я людини Національного технічного університету України «КПІ імені Ігоря Сікорського», старший науковий співробітник, Інституту електрозварювання імені Є. О. Патона національної Академії наук України, Україна, Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, E-mail: igorkhu-detskyy@gmail.
com тел. +38-067-283-00-11

**Igor Khudetskyy**, MD, doctor of medical Sciences, Professor, Head of Department biosafety and human health Faculty of Biomedi cal Engineering of the National Technical University of Ukraine "KPI them. Igor Sikorsky ", Senior Researcher, the E.O. Paton Electric welding institute of the national academy of sciences of Ukraine, 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine

**ORCID ID:** 0000-0003-0815-6950

**Антонова-Рафі Юлія Валерієвна**, кандидат технічних наук, доцент кафедри біобезпеки і здоров'я людини Національного технічного університету України «КПІ імені Ігоря Сікорського». Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, Україна, E-mail: unes04@mail.ru, тел. +380675063994

**Yuliya Antonova-Rafi**, Ph.D., Assosiate Professor of Biosafety and Human Health Department, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine

**ORCID ID:** 0000-0002-9518-4492

**Поліщук Артем Євгенович**, інженер, Національний технічний університет України «КПІ імені Ігоря Сікорського». Просп. Перемоги, 37, Київ 03056, Україна, E-mail: polishchukartem@gmail.com, тел. +380636244752

**Artem Polischuk,** Engineer, National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", 37, Peremohy ave., Kyiv 03056, Ukraine

**ORCID ID:** 0000-0001-8772-1457