مجله مهندسی مکانیک مدرس، فروردین 1397، دوره 18، شماره 01، ص‌ص 258-264

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

طراحی و ساخت یک دستگاه نوین ماساژ قلبی خودکار با قابلیت حمل

علی رمضانی[1]، علی توکلی‌گلپایگانی[2*]، کامران حسنی[3]

1- کارشناسی‌ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران

2- استادیار، مهندسی پزشکی، پژوهشگاه استاندارد، کرج

3- دانشیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم و تحقیقات، تهران

* کرج، صندوق پستی 139-31745، atavakoli@standard.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 29 مهر 1396

پذیرش: 26 آذر 1396

ارائه در سایت: 15 دی 1396

کلید واژگان:

ایست قلبی

احیای قلبی ریوی

ماساژ قلبی

ماساژ مکانیکی خودکار

چکیده

ایست ناگهانی قلب و بیماری‌های قلبی از مهم‌ترین علل مرگ‌ومیر در جهان به شمار می‌روند که در صورت احیای قلبی ریوی صحیح و به موقع می‌توان از مرگ تعداد زیادی از افراد جلوگیری کرد. از آن‌جایی‌که در بسیاری از موارد احیاگر آموزش‌دیده حضور ندارد و روش مرسوم احیا سخت و پر خطاست، تجهیزاتی خودکار و غیرخودکار برای این امر ساخته شده‌اند. در این پژوهش با استفاده از مطالعات مهم صورت گرفته بر این‌گونه تجهیزات علاوه‌بر بررسی و مقایسه میزان اثربخشی تجهیزات ماساژ قلبی در افزایش نرخ بازگشت جریان خودبه‌خودی خون، یک دستگاه خودکار ماساژ قلبی قابل حمل، قابل برنامه‌ریزی و انعطاف‌پذیر که طراحی و ساخته‌شده معرفی شده است. در ساخت این دستگاه با استفاده از مطالعات صورت گرفته بر فرآیند احیا، ابتدا داده‌های مورد نیاز در طراحی استخراج و سپس بخش‌های مکانیکی برای سیستم اعمال فشار و بخش‌های الکترونیکی برای سیستم کنترل طراحی و ساخته شدند. دستگاه نوین ساخته شده در این پژوهش به راحتی و در کمترین زمان در محل بیمار نصب‌شده و ماساژ قلبی را با توجه به شرایط بیمار و طبق آخرین دستورالعمل‌ها به صورت خودکار انجام می‌دهد. با این دستگاه بیمار حتی در حین انتقال نیز می‌تواند از ماساژ قلبی بهره ببرد، همچنین به علت راحتی در استفاده از این سیستم حتی افراد غیرمتخصص نیز می‌توانند از آن استفاده کنند. در انتها با مقایسه این دستگاه با سایر دستگاه‌های خودکار مشابه می‌توان به مزیت‌های کاربردی دستگاه ساخته شده از قبیل قیمت بسیار پایین آن نسبت به موارد مشابه در عین حال بالا بودن کارایی و آسان بودن کاربری این دستگاه اشاره نمود.

Design and Construction of a Novel Automated and Portable Chest Compression Device

Ali Ramezani[1], Ali Tavakoli Golpaygani[2*], Kamran Hassani[1]

1- Department of Biomechanics, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2- Department of Biomedical Engineering, Standard Research Institute, Karaj, Iran.

* P.O.B. 31745-139 Karaj, Iran, atavakoli@standard.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 21 October 2017

Accepted 17 December 2017

Available Online 05 January 2018

Keywords:

Cardiac Arrest

Cardiopulmonary Resuscitation

CPR

Chest Compression

Mechanical Compression

ABSTRACT

Sudden cardiac arrest and heart diseases are the leading causes of death globally, but cardiopulmonary resuscitation (CPR) may prevent multitude of death if being performed timely and accurately. Since in many cases of cardiac arrest there is not a trained rescuer and conventional CPR method is difficult and may being performed incorrectly, various equipment has been produced for this purpose. In this study, by reviewing of previous important studies on automated chest compression devices and comparing their effectiveness in returning of spontaneous circulation (ROSC), a novel, portable, programmable, flexible and automated chest compression system is introduced. For prototyping of this device, first required data were extracted from studies on CPR, then mechanical components for compression system and chassis, and electronic components for controlling unit were designed and produced. The novel device which is developed in this research could be installed easily and perform the chest compression according to the patient's condition and guidelines automatically. It also enables chest compression even during patient transport. Furthermore, because of user-friendly design, everybody could use it easily. Eventually comparison between this device and other similar automated devices indicates that this device has more benefits and more reasonable price as well.

1- مقدمه

ایست قلبی در پزشکی به توقف گردش خون گفته می‌شود، در این حالت قلب هیچ‌گونه انقباضی نداشته و در نتیجه هیچ خروجی جریان خونی ندارد. ایست ناگهانی قلب از مهم‌ترین دلایل مرگ‌ومیر در جهان به شمار می‌رود. در هرسال حدود 17.3 میلیون نفر در جهان به علت ایست ناگهانی قلب می‌میرند و طبق پیش‌بینی سازمان قلب آمریکا این رقم در سال 2030 به 23.6 میلیون نفر در سال خواهد رسید. در ایران نیز ایست قلبی از مهم‌ترین علت مرگ‌ومیر محسوب می‌شود. به‌عنوان‌مثال در شهر تهران طبق آمار بین سال‌های 1385 تا 1395 حدود 17.1% از مرگ‌ومیرها ناشی از ایست قلبی بوده است [1].

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

Please cite this article using:

A. Ramezani, A. Tavakoli Golpaygani, K. Hassani, Design and Construction of a Novel Automated and Portable Chest Compression Device, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 18, No. 01, pp. 258-264, 2018 (in Persian)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

با وجود این آمارهای نگران‌کننده درصورتی‌که احیای قلبی ریوی صحیح و به موقع به همراه شوک الکتریکی مناسب صورت پذیرد، می‌توان به طور میانگین از مرگ 38% از این افراد جلوگیری کرد [2].

احیای قلبی ریوی یا به‌اختصار سی‌پی‌آر[1] اصلی‌ترین روش بازگرداندن بیمار ایست قلبی به حیات است و شامل اقداماتی برای بازگرداندن حیات به قلب و مغز با هدف ایجاد گردش خون و تنفس مصنوعی تا زمان برگشت جریان خون خودبه‌خودی است.

سی‌پی‌آر باید در سریع‌ترین زمان ممکن انجام شود، زیرا پس از ایست قلبی مرگ مغزی دائمی ظرف مدت 6-4 دقیقه (زمان طلایی) اتفاق می‌افتد [3]؛ بنابراین ایست قلبی-تنفسی بدون شک یکی از خطرناک‌ترین وضعیت‌هایی است که نیاز به اقدام فوری امدادگر آموزش‌دیده جهت حفظ حیات و پیشگیری از ضایعات جبران‌ناپذیر اندام‌های حیاتی بدن دارد، اما در بسیاری از موارد تعداد افراد آموزش‌دیده که می‌توانند عملیات احیای قلبی ریوی را به طور صحیح اجرا کنند کم است و طبق مطالعات اثبات شده است که ریتم منظم عملیات احیای قلبی تأثیر به سزایی در موفقیت آن دارد [1]. همچنین در احیای قلبی نیاز به نیروی بسیار زیادی وجود دارد تا قفسه سینه به میزان کافی جابه‌جا شود و این عمل باید بیش از 100 بار در دقیقه و به مدت چند دقیقه تکرار شود؛ بنابراین عملیات احیا کار بسیار سخت و خسته‌کننده‌ای است که می‌تواند باعث خطای امدادگر شده و تأثیر مطلوب را نداشته باشد. علاوه‌بر این از آن‌جایی که در بسیاری از مواقع مانند زمان انتقال بیمار این امر غیرممکن است، نیاز به دستگاه‌هایی وجود دارد که در کمترین زمان ممکن نصب شده و با توجه به آخرین دستورالعمل‌ها به ماساژ قلبی بیماران به صورت صحیح کمک کند. این دستگاه‌ها به طور کلی به دو دسته تقسیم‌بندی می‌شوند. دستگاه‌های کمک‌کننده برای انجام ماساژ قلبی (غیرخودکار) و دستگاه‌های خودکار که بدون دخالت نیروی انسانی عملیات را انجام می‌دهند.

دستگاه‌های غیرخودکار صرفاً کمک‌کننده ماساژ قلبی هستند، خطاهای انسانی را نسبتاً کاهش می‌دهند و ارگونومی ماساژ قلبی را بهبود می‌بخشند. باید در نظر داشت که به یک یا دو نفر نیروی انسانی برای انجام فرآیند نیاز است که این امر علاوه‌بر خستگی احیاکننده به علت خطای انسانی در عدم اعمال نیروی کافی و یا نرخ فشردن ثابت ممکن است نتیجه مطلوبی برای فرد دچار ایست قلبی به همراه نداشته باشد و از کارایی لازم برخوردار نباشد. در مورد میزان تأثیر آن‌ها در مقایسه با دستگاه‌های خودکار نیز مطالعات کمی صورت پذیرفته است. با این‌که دستگاه‌های غیرخودکار تا حدودی موجب بهبود احیای قلبی شده‌اند، اما بازهم تأثیر چشمگیری نداشته و خطاهای انسانی را به طور کامل از بین نمی‌برد؛ بنابراین دستگاه‌هایی خودکار برای جبران خطای انسانی توسعه یافتند که بتوانند بدون دخالت نیروی انسانی این کار مهم و حیاتی را برای بیماران انجام دهند.

یکی از مسائل مهمی که هنگام استفاده از شیوه سنتی و دستگاه‌های کمک‌کننده غیرخودکار قابل انجام نیست، اجرای ماساژ قلبی در حین جابه‌جایی بیمار است. در بسیاری از موارد نیاز است تا فرآیند احیا و ماساژ به صورت منظم و متناوب انجام شود و حتی برای یک لحظه نیز قطع نشود مانند زمانی که بیمار به داخل آمبولانس منتقل می‌شود و یا زمانی که بیمار روی تخت در حال جابه‌جایی است. در چنین شرایطی روش سنتی و دستی به هیچ عنوان کارایی ندارد، اما با استفاده از سیستم‌های خودکار می‌توان به بیماران حتی در حین انتقال به آمبولانس یا بر تخت ماساژ قلبی داد.

همچنین دستگاه‌های خودکار برای نقاطی که افراد آموزش‌دیده یافت نمی‌شوند نیز بسیار کاربرد دارند مانند هواپیماها، قطارها و سایر مکان‌های عمومی که ممکن است دسترسی به نیروهای امدادی در آن‌جا میسر نباشد. به طور کلی استفاده گسترده از دستگاه‌هایی که می‌توانند فرآیند ماساژ قلبی و احیای قلبی ریوی را به صورت خودکار انجام دهند، سابقه خیلی طولانی نداشته و با توجه به سابقه طولانی احیای قلبی موضوع تقریباً جدیدی محسوب می‌شود. این‌گونه از سیستم‌ها غالباً از دو بخش اصلی تشکیل شده‌اند. یک بخش مکانیکی و یک بخش الکترونیکی که اساس کار بخش الکترونیکی این دستگاه‌ها به این‌گونه است که یک مکانیزم الکترونیکی فرآیند عملیات را کنترل می‌کند. مهم‌ترین بخش کنترل الکترونیکی، کنترل سرعت و آهنگ ماساژ قلبی است. همچنین یک مکانیزم مکانیکی نیروی لازم را جهت جابه‌جایی قفسه سینه اعمال می‌کند که این مکانیزم مکانیکی به طور کلی به دو صورت استفاده از هوای فشرده یا با استفاده از موتور الکتریکی عمل می‌کند.

در مورد عملکرد سیستم‌های خودکار که دستگاه ساخته شده در این پژوهش نیز در این دسته قرار می‌گیرد، مطالعات نسبتاً زیادی انجام‌شده که در برخی از این مطالعات به تأثیر مثبت استفاده از این گونه سیستم‌ها اشاره شده است و در برخی دیگر ادعا شده که استفاده از سیستم‌های خودکار ماساژ قلبی تأثیر بسزایی در افزایش نرخ بازگشت به حیات بیماران قلبی درپی نخواهد داشت. در جدول 1 به برخی از مطالعات و نتایج عملکردی بر سه دستگاه تامپر[2]، اتوپالس[3] و لوکاس[4] که همگی جزو دستگاه‌های خودکار ماساژ قلبی هستند و بیشترین استفاده را در سطح جهان دارند اشاره شده است.

پس از بررسی سیستم‌های قبلی احیا، مطالعات صورت گرفته، استانداردها و دستورالعمل‌های بالینی، طراحی یک دستگاه نوین ماساژ قلبی پیشرفته با رویکرد کاهش معایب سیستم‌های موجود و افزایش کارایی بیشتر عملیاتی گردید. آخرین دستورالعمل‌های احیا به عنوان اساس این طرح در ساخت دستگاه سی‌پی‌آر خودکار به‌کاربرده شدند. مهم‌ترین اطلاعات مورد نیاز برای ساخت این دستگاه مربوط به میزان نیروی مورد نیاز برای فشار به قفسه سینه بیمار، کورس جابه‌جایی قفسه سینه بیمار و نرخ تعداد ماساژ بهینه مورد نیاز در دقیقه بود. تمامی این اطلاعات از آخرین مقالات علمی چاپ‌شده در دنیا، دستورالعمل‌های بین‌المللی و نیز مطالعه سایر دستگاه‌های مشابه به دست آمد. از این‌رو نیروی مورد نیاز برای فشار روی قفسه سینه 500 نیوتون، کورس جابه‌جایی قفسه سینه بیمار 5 سانتی‌متر و نرخ فشردن قفسه سینه یا به اصطلاح ماساژ قلبی 100 بار در دقیقه انتخاب شد [4].

2- طراحی و ساخت

2-1- طراحی و ساخت بخش مکانیکی

بخش مکانیکی این دستگاه که در اصل واحد اعمال نیرو و بدنه آن است، به طورکلی شامل موتور، مبدل حرکت دورانی به خطی، پلانجر (پیستون) اعمال فشار، بازوها و پنل زیرین (شاسی) است.

برخلاف برخی از دستگاه‌های ماساژ قلبی مانند دستگاه تامپر که از سیلندرهای نیوماتیکی در آن‌ها استفاده شده است، در این دستگاه یک سیستم سیلندر پیستون مکانیکی طراحی و ساخته شد که وظیفه آن تبدیل حرکت دورانی موتور دی‌سی[5] به حرکت خطی رفت و برگشتی است. برای

[1] CPR: Cardiopulmonary Resuscitation

[2] Thumper
[3] AutoPulse
[4] LUCAS
[5] DC

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

جدول 1 مروری بر مطالعات مهم و نتایج عملکردی تجهیزات خودکار ماساژ قلبی

Table 1 Review of important studies on automated mechanical chest compression systems and their results

خلاصه عنوان مطالعه	سال	دستگاه	جامعه آماری	متغیر اندازه‌گیری	نتایج	نتیجه‌گیری
مقایسه سی‌پی‌آر حین انتقال: روش مکانیکی در برابر روش معمولی [5]	1991	تامپر	144 مورد شبیه‌سازی روی مانکن	عمق فشار (3.8 تا 5 سانتی‌متر با 60 ماساژ در دقیقه)	97% صحت با دستگاه در برابر 37% صحت با روش دستی.	ماساژ با دستگاه نسبت به روش دستی بسیار صحیح‌تر است.
تأثیر بر بازگشت جریان خون در ایست قلبی خارج از بیمارستان [6]	2005	اتوپالس	138 مورد به روش معمولی و 124 مورد با دستگاه	بازگشت جریان خون خودبه‌خودی	بازگشت جریان خودبه‌خودی در روش مکانیکی 39 درصد در برابر روش معمولی با 29 درصد.	روش مکانیکی می‌تواند باعث افزایش بازگشت جریان خون خودبه‌خودی شود.
مقایسه ماساژ قلبی دستی با دستگاه خودکار در احیای قلبی خارج از بیمارستان [7]	2006	اتوپالس	517 مورد دستی در مقابل 554 مورد با دستگاه	نرخ زنده ماندن بیمار 4 ساعت بعد از تماس با اورژانس و مرخص شدن	مکانیکی: 29.5% و معمولی 28.5%، مرخص شدن از بیمارستان: مکانیکی 5.8% و معمولی 9.9%.	استفاده از این دستگاه نه‌تنها نتیجه مطلوب ندارد بلکه تأثیر منفی نیز دارد.
مقایسه بین ماساژ قلبی مکانیکی در برابر ماساژ قلبی دستی در کاتترگذاری قلبی [8]	2010	لوکاس	مانکن ماساژ قلبی	اندازه‌گیری تعداد و عمق ماساژ در هر دو حالت (صحت و ثبات) به مدت 10 دقیقه	میانگین تعداد ماساژ برای هر دو روش تقریباً برابر. تغییرات ماساژ برای حالت دستی 88 تا 121 بار در دقیقه و در روش مکانیکی ثابت .عمق ماساژ برای حالت دستی تغییرات زیادی داشت.	روش مکانیکی دارای مزایای بیشتری نسبت به روش دستی هنگام کاتترگذاری قلبی است.
ماساژ قلبی مکانیکی در بیمارستان برای بیماران دارای فعالیت الکتریکی بدون نبض [9]	2011	لوکاس	28 بیمار دارای فعالیت الکتریکی بدون نبض	بررسی عملکرد ماساژ مکانیکی براساس دستورالعمل‌ها و بدون ایجاد وقفه حین حمل بیمار	27 بیمار به جریان خون خودبه‌خودی برگشتند که از این میزان 10 نفر در یک ساعت اول و 3 بیمار بعد از 24 ساعت مردند و 14 بیمار زنده ماندند.	ماساژ قلبی مکانیکی در احیای بیمار دارای فعالیت الکتریکی بدون نبض امن‌تر، راحت‌تر و احتمالاً مؤثرتر عمل می‌کند.
احیای قلبی- ریوی به روش دستی و خودکار: مقایسه الگوهای آسیب‌های مرتبط [10]	2013	اتوپالس	87 جسد که دستی ماساژ داده شده بودند در برابر 88 جسد با ماساژ خودکار	شکستگی دنده قدامی، شکستگی استرنوم و ساییدگی سینه میانی در امتداد استرنوم	این دستگاه باعث شکستگی‌های دنده‌های خلفی، ساییدگی‌های پوست و شانه‌ها، شکستگی مهره‌ها و در چند مورد آسیب به کبد، زخم طحال و وجود خون در حفره صفاقی شد.	شکستگی دنده‌های خلفی در ماساژ مکانیکی بسیار شایع، نبود تفاوت زیاد بین شکستگی‌های دنده‌ها بین حالت دستی و مکانیکی.
آسیب‌های مرتبط با سی‌پی‌آر پس از ماساژ قلبی دستی و استفاده از دستگاه لوکاس: مطالعه چندگانه از قربانیان پس از احیای ناموفق [11]	2014	لوکاس	83 بیمار توسط ماساژ دستی در برابر 139 بیمار ماساژ مکانیکی	آسیب‌های وارده ناشی از احیا	روش دستی در برابر مکانیکی (بر اساس تعداد افراد در هر گروه): 75.9% در برابر 91.4%، شکستگی استرنوم: 54.2% در برابر 58.3%، حداقل یک شکستگی دنده: 64.6% در برابر 78.8% و میانگین تعداد شکستگی دنده: 6 در برابر 7.	در بیمارانی که ماساژ قلبی برای آنها موفقیت‌آمیز نبود، شکستگی دنده در سی‌پی‌آر مکانیکی شایع‌تر، نبود تفاوت زیاد در شکستگی استرنوم، آسیب‌ها علت مرگ نبود.
ماساژ قلبی به روش مکانیکی و بهبود جنبه‌های مرتبط با سی‌پی‌آر در آزمایش استفاده از لوکاس [12]	2015	لوکاس	124 بیمار به روش مکانیکی در برابر 82 بیمار به روش دستی	وقفه موردنیاز برای شوک الکتریکی، نسبت زمان ماساژ مفید به‌کل احیا، تعداد ماساژهای دریافتی در دقیقه و نرخ موفقیت شوک الکتریکی	در روش مکانیکی نسبت زمان ماساژ مفید به کل احیا بالاتر و میانگین وقفه در حین احیا پایین‌تر (0 در برابر 10 ثانیه)، تفاوت کم در تعداد ماساژ، نرخ موفقیت شوک الکتریکی در روش مکانیکی بیشتر (81% در برابر 73.2%)	ماساژ خودکار وقفه حین ماساژ را کاهش داده و امکان شوک الکتریکی حین ماساژ را میسر می‌سازد و این امر در روش دستی امکان‌پذیر نیست
تأثیر ماساژ مکانیکی در بازگشت جریان خون در صورت ایست قلبی حین کاتترگذاری زمان درمان عروق کرونر [13]	2017	لوکاس	43 بیمار (67% مرد و 33% زن) که نیازمند ماساژ شدند (12 نفر دستی و 31 نفر مکانیکی)	بازگشت جریان خون خودبه‌خودی بعد از دریافت ماساژ قلبی (به علت ایست قلبی حین کاتتر گذاری)	بیمارانی که ماساژ قلبی مکانیکی دریافت کرده بودند بازگشت جریان خون خودبه‌خودی‌شان بیشتر بود (74% به روش مکانیکی در برابر 42% به روش دستی)	استفاده از روش مکانیکی در ایست قلبی حین کاتترگذاری، بازگشت جریان خون خودبه‌خودی را نسبت به روش دستی بهبود می‌بخشد

این منظور گزینه‌های مختلفی وجود داشت که به علت وجود محدودیت‌های وزنی و حجمی و همچنین از آن‌جایی‌که دقت، سرعت و عملکرد بهینه بسیار مهم است، این بخش که متشکل از 20 قطعه مختلف است توسط نرم‌افزار سالیدورکز[1] طراحی شد (شکل 1).

[1] Solidworks

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

با توجه به مقادیر مورد نیاز برای ماساژ قلبی که پیشتر عنوان شد، برای طراحی این بخش ابتدا نیاز به انتخاب موتور (قطعه 8) و بال اسکرو (قطعات 7 و 10) بود. حداکثر کورس جابه‌جایی پیستون باید 5 سانتی‌متر با فرکانس 100 بار در دقیقه باشد، بنابراین به علت حرکت رفت و برگشتی به ازای هر ماساژ قلبی پیستون باید 10 سانتی‌متر حرکت کند. در نتیجه هر ماساژ باید ظرف 0.6 ثانیه انجام شود و سرعت حرکت پیستون در حرکت یکنواخت باید حدود 0.16 متر بر ثانیه باشد، اما با توجه به این‌که در هر حرکت دو وقفه وجود دارد این مقدار باید بالاتر در نظر گرفته می‌شد. ضمناً از آن‌جایی‌که در ساخت این دستگاه برای جلوگیری از لرزش و ضربه، حرکت رفت و برگشتی پیستون به صورت شتابدار در نظر گرفته شد و نه با سرعت ثابت، حداکثر سرعت حرکت پیستون به‌جای 0.16 متر بر ثانیه، 0.25 متر در ثانیه در نظر گرفته شد. برای انتخاب بال اسکرو با توجه به این‌که مقدار نیروی مورد نیاز برای انتقال نزدیک به 600 نیوتون (با احتساب نیروهای مقاوم نظیر اصطکاک) است و برای سبکی و کوچک کردن سیستم باید تمامی قطعات تا حد ممکن کوچک و سبک انتخاب و ساخته می‌شدند، بهترین گزینه در دسترس یک بال اسکرو با قطر 10 و گام 4 میلی‌متر بود. برای رسیدن به سرعت مناسب در هنگام استفاده از آن طبق رابطه (1) سرعت چرخش اسکرو باید حداقل 3750 دور در دقیقه باشد.

$$\omega_b = \frac{60V_l}{P_b} \quad (1)$$

که ω تعداد دور در دقیقه، V_l سرعت حرکت خطی و P_b گام پیچ بال اسکرو است.

برای اعمال نیروی خطی 600 نیوتونی طبق رابطه (2) باید گشتاوری معادل 0.43 نیوتون متر توسط موتور به بال اسکرو اعمال شود.

$$T = \frac{FP_b}{2\pi\eta} \times 10^{-3} \quad (2)$$

که T گشتاور برحسب نیوتون متر، P_b گام پیچ بال اسکرو و η بازده بال اسکرو است.

با احتساب ضریب اطمینان 1.5 مقدار به‌دست‌آمده برای گشتاور مورد نیاز طبق رابطه (3)، 0.64 نیوتون متر محاسبه می‌شود.

$$T_b = T \times Sf \quad (3)$$

که T_b گشتاور موردنیاز برحسب نیوتون متر و Sf ضریب اطمینان است.

پس از به دست آوردن پارامترهای مهم مربوط به بال اسکرو نوبت به انتخاب موتور رسید. از آن‌جایی‌که این دستگاه قابل حمل است، از یک موتور دی‌سی استفاده شد تا بتوان با باتری آن را راه انداخت. این موتور با استفاده از دو پولی (قطعات 16 و 19) در شکل 1 و تسمه به صورت موازی به بال اسکرو متصل می‌شود. از آن‌جایی‌که گشتاور بیشتر مساوی است با موتور بزرگ‌تر از این دو پولی با نسبت قطر 1 به 1.8 استفاده شد تا بتوان طبق رابطه (4) از موتوری با گشتاور 0.35 نیوتون متر استفاده کرد. بدیهی است دور موتور نسبت به دور مورد نیاز برای بال اسکرو که پیشتر ذکر شد باید افزایش یابد که این مقدار برابر 6750 دور در دقیقه است.

$$\frac{d_{Pb}}{d_{Pm}} = \frac{\omega_m}{\omega_b} = \frac{T_b}{T_m} \quad (4)$$

که d_{Pb} قطر پولی بال اسکرو، d_{Pm} قطر پولی موتور، ω_m سرعت چرخش موتور برحسب تعداد دور در دقیقه، ω_b سرعت چرخش بال اسکرو برحسب تعداد دور در دقیقه، T_b گشتاور بال اسکرو و T_m گشتاور موتور است.

در نهایت با محاسبه دور موتور و گشتاور مورد نیاز توان موتور با استفاده از رابطه (6,5) محاسبه می‌گردد.

$$\omega_\alpha = \frac{2\pi\omega_m}{60} \quad (5)$$

$$P = T_m\omega_\alpha \quad (6)$$

که در رابطه (5) ω_α سرعت زاویه‌ای چرخش موتور و ω_m سرعت چرخش موتور برحسب تعداد دور در دقیقه و در رابطه (6) P توان موتور برحسب وات و T_m گشتاور موتور است.

با توجه به محاسبات صورت گرفته که پیشتر اشاره شد، موتوری که برای این دستگاه استفاده شد یک موتور دی‌سی با توان 400 وات است که با اعمال ولتاژ 24 ولت می‌توان به گشتاور و دور موتور موردنیاز دست‌یافت.

سایر قطعات سیلندر الکتریکی (قطعات 1، 2، 4 و 5 در شکل 1) با استفاده از نقشه‌های طراحی‌شده با تراش‌کاری شمش آلومینیوم ساخته شد. برخی دیگر از قطعات این بخش (قطعات 15 و 17 در شکل 1) نیز بعد از ساخت مدل چوبی از روی نقشه‌ها، قالب ماسه‌ای آن‌ها شکل گرفت و ریخته‌گری آلومینیوم در آن انجام شد که در نهایت قطعه نهایی به صورت خام به دست آمد و از آن‌جایی که قطعه حاصله از فرآیند ریخته‌گری دارای ابعاد دقیقی نبود و زوائدی با خود داشت، عملیات تراش‌کاری بر این قطعات نیز انجام گرفت.

شاسی و بدنه نیز با استفاده از پروفیل‌های استیل و همچنین ورق‌های استیل و آلومینیوم ساخته شد. علت استفاده از استیل در این قسمت مقاومت بالای استیل در برابر بارهای فشاری و خمشی و همچنین چگالی و وزن مناسب آن است. در این طرح همچنین از دو قفل استفاده شد که به راحتی پنل زیرین را پس از قرار گرفتن زیر بیمار به بدنه اصلی دستگاه متصل می‌کند و پس از انجام عملیات با فشردن دو دکمه این قسمت جدا می‌شود.

2-2- طراحی و ساخت بخش الکترونیکی

پس از طراحی و ساخت قطعات و بخش‌های مکانیکی نوبت به طراحی و ساخت مدارهای الکترونیکی رسید. این بخش به عنوان مغز سیستم عمل می‌کند و وظیفه کنترل کل سیستم را برعهده دارد. بخش الکترونیکی این دستگاه نیز به صورت کاملاً اختصاصی طراحی و ساخته شد که شامل اجزای مختلف از قبیل مدار کنترل، باتری و سیستم تغذیه خارجی، اینترفیس کاربری، درایور و راه‌انداز و سنسورهای تعیین موقعیت پیستون است. برای

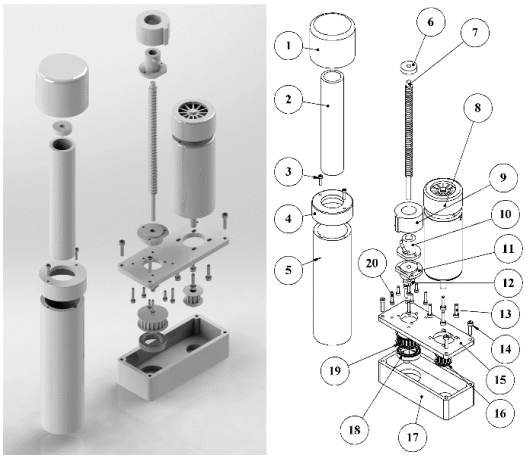

Fig. 1 Exploded view of electrical linear cylinder (left) and the components (right)

شکل 1 نمایی از اجزای طراحی‌شده سیستم سیلندر الکتریکی خطی (تصویر راست) و نقشه انفجاری آن (تصویر چپ)

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

این‌که این دستگاه بتواند موتور و سیستم حرکت خطی را متناسب با استانداردها و نیاز کنترل کند از یک سیستم الکترونیکی و میکروکنترلر استفاده شد. میکروکنترلر مورد استفاده در این دستگاه اتمگا 328[1] است که جزو میکروکنترلرهای ای‌وی‌آر[2] محسوب می‌شود. برای سایر قسمت‌های مدارات کنترل از یک سری رگولاتورها مبدل‌های جریان و ماسفت‌ها استفاده شد که بسیاری از این بخش‌ها به صورت اختصاصی طراحی، ساخته و کدنویسی شدند. رابط کاربری این دستگاه نیز که یک صفحه‌کلید پلی‌کربناتی است به صورت اختصاصی طراحی و چاپ شد (شکل 2).

2-3- مونتاژ قطعات

ابتدا قسمت اصلی سیستم یعنی همان بخش موتور، مبدل حرکت دورانی موتور به حرکت خطی و سنسورها مونتاژ شدند، سپس مدارات الکترونیکی و کنترل مونتاژ شد و در مرحله بعدی تمامی این قطعات و مدارات روی شاسی ساخته شده قرار داده شد. در نهایت بدنه بالایی دستگاه ساخته شد و برای زیبایی و همچنین راحتی احیاکننده و احیاشونده تمام دستگاه از چرم و فوم پوشیده شد (شکل 3).

3- نصب و راه‌اندازی

در راه‌اندازی این دستگاه ابتدا پنل زیرین پشت بیمار قرار گرفته و به وسیله قفل‌های تعبیه‌شده، به بازوها متصل می‌گردد. پس از اتصال دستگاه به منبع

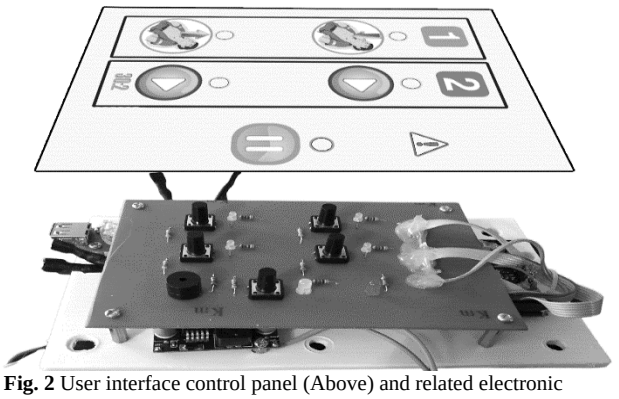

Fig. 2 User interface control panel (Above) and related electronic circuits (Bottom)

شکل 2 کنترل پنل رابط کاربری (تصویر بالا) و مدارهای الکترونیکی مربوطه (تصویر پایین)

Fig. 3 Assembled device before adding cover and case (right) and completed device (left)

شکل 3 دستگاه مونتاژ شده پیش از اضافه کردن روکش و بدنه (تصویر راست) و دستگاه کامل شده (تصویر چپ)

[1] Atmgea328
[2] AVR

تغذیه خارجی یا استفاده از باتری درون دستگاه با کلید روشن و خاموش دستگاه را روشن می‌کنیم. دستگاه سه چراغ‌قرمز و سه بوق کوتاه می‌زند به نشانه این‌که آماده کار کردن است، سپس باید از ستون شماره 1 کلید اول را نگه داشت (شکل 2). با نگه‌داشتن این کلید پیستون به آرامی به سمت پایین حرکت می‌کند، هم‌زمان نیز ال‌ای‌دی مربوط به این کلید روشن‌شده و یک صدای بوق شنیده می‌شود. زمانی که پیستون به قفسه سینه بیمار برسد، کلید باید رها شود. در صورتی که بخواهیم پیستون را مجدداً به سمت بالا هدایت کنیم، از ستون شماره یک کلید دوم را فشار می‌دهیم و نگه می‌داریم. در این حالت نیز مشابه حالت قبل ال‌ای‌دی مربوطه روشن‌شده و یک صدای بوق شنیده می‌شود. در مورد کلید یک باید این نکته را یادآور شد که با توجه به این‌که پایین آمدن بیش از حد پیستون موجب عدم کارایی دستگاه می‌شود، مکانیزم کنترل الکترونیکی‌ای در سیستم تعبیه‌شده که به وسیله آن اگر فرد احیاکننده، کلید اول را نگه دارد و پیستون به حد ماکزیمم خودش بیرون بیاید، دستگاه به صورت خودکار پیستون را متوقف کرده و با نگه‌داشتن این کلید شروع به آلارم صوتی و نوری می‌کند. پس از تنظیم پیستون متناسب با شرایط بدنی بیمار یکی از دو کلید ستون دوم باید فشار داده شود. کلید اول مربوط به انجام ماساژ قلبی به صورت پشت سر هم و بدون وقفه است. با فشار دادن این کلید دستگاه شروع به انجام ماساژ قلبی با نرخ 100 ماساژ در دقیقه می‌کند. در حین انجام این فرآیند چراغ مربوط به این حالت نیز روشن است. حال اگر بخواهیم دستگاه را متوقف کنیم باید کلید توقف که علامت آن 2 خط موازی است را بفشاریم. بدین‌وسیله پیستون در هر فازی از ماساژ که قرار داشته باشد به محل اولیه خود بازمی‌گردد و متوقف می‌شود. کلید دوم ستون دوم نیز برای حالتی است که بخواهیم علاوه‌بر ماساژ قلبی به بیمار تنفس مصنوعی نیز بدهیم. در این حالت با فشار دادن این کلید دستگاه شروع به انجام ماساژ قلبی با ریتم 100 بار دقیقه می‌کند، اما برخلاف حالت قبل در مرحله سی‌ام برای مدت 2 تنفس مصنوعی متوقف می‌شود تا تنفس مصنوعی به بیمار داده شود. از این‌رو حالت آن 30:2 نام‌گذاری شده است. ضمناً برای آماده شدن احیاکننده برای تنفس مصنوعی سیستم در ماساژ بیست و هفتم یک آلارم صوتی و نوری تولید می‌کند تا احیاکننده زودتر آماده تنفس مصنوعی شود. در شکل 4 دستگاه در حالت استفاده نشان داده شده است.

از مهم‌ترین مزایای این دستگاه نسبت به سایر دستگاه‌های مشابه خارجی می‌توان به نصب و راه‌اندازی بسیار ساده، حجم و وزن کم و قابلیت حمل آسان، قابلیت انطباق با افراد مختلف با اندازه‌های بدنی متفاوت به صورت هوشمند و الکترونیکی، قابلیت ایجاد حداکثر 100 ماساژ در دقیقه با کورس 5 سانتی‌متر، قابلیت تنظیم مقدار عمق ماساژ با توجه به جثه و سن بیمار به صورت خودکار، لرزش بسیار کم، دارا بودن حالت ماساژ پیوسته و 30:2 که در آن به ازای هر 30 بار ماساژ قلبی برای دادن 2 تنفس مصنوعی دستگاه متوقف می‌شود، جلوگیری از خروج بیش از حد پیستون به صورت کاملاً هوشمند، قابلیت ثبت اطلاعات احیا و به‌روزرسانی قابلیت استفاده حتی حین حمل بیمار و داشتن صرفه اقتصادی زیاد و قیمت بسیار کمتر نسبت به نمونه‌های خارجی اشاره کرد.

4- بحث و بررسی

استفاده از دستگاه‌های غیرخودکار، ماساژ قلبی را برای احیاگر تسهیل می‌بخشند که خود این سهولت در استفاده می‌تواند کیفیت احیا را نسبت به

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

Fig. 4 How to install the device on the patient

شکل 4 نحوه نصب دستگاه بر بیمار

حالت دستی معمولی ارتقا بخشد. از سوی دیگر دستگاه‌های خودکار عملیات احیا را بدون نیاز به دخالت انسان انجام می‌دهند و از این‌رو خطای انسانی در این میان از بین می‌رود که درنتیجه بازده عملیات احیا افزایش پیدا می‌کند. همچنین از مهم‌ترین ویژگی‌های احیا با استفاده از دستگاه‌های خودکار می‌توان به توانایی اعمال ماساژ قلبی حتی حین حمل بیمار چه روی برانکار و چه داخل آمبولانس اشاره کرد. درنهایت طبق مطالعات متعدد صورت گرفته بر ماساژ قلبی به روش خودکار (مکانیکی) و مقایسه آن‌ها با روش دستی اگرچه در تعداد کمی از مطالعات تأثیر مثبت برای موفقیت این‌گونه دستگاه‌ها اشاره نشده است، اما از سایر مطالعات که تعداد نسبتاً بیشتری دارند به طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از این‌گونه سیستم‌ها باعث ارتقای کیفیت احیا و درنتیجه افزایش احتمال بازگشت جریان خون خودبه‌خودی و بازگشت فرد به حیات می‌شود. دستگاه نوینی که در این مطالعه معرفی شد، اولین دستگاه الکتریکی خودکار ماساژ قلبی قابل‌حمل در آسیاست. با استفاده از این دستگاه نه‌تنها می‌توان عملیات ماساژ قلبی را به درستی انجام داد، بلکه می‌توان با درگیر نکردن کادر درمانی برای انجام ماساژ به سایر نیازهای بیمار بیشتر رسیدگی کرد و شانس بازگشت جریان خون خودبه‌خودی را در بیمار افزایش داد. با استفاده از این سیستم حتی افراد ناآشنا با سی‌پی‌آر به راحتی می‌توانند تنها با چند دقیقه آموزش، دستگاه را نصب کرده و جان اطرافیان خود را نجات دهند. علاوه‌بر این‌ها در صورتی که دستورالعمل‌های مرتبط با سی‌پی‌آر تغییر کند، می‌توان این دستگاه را به راحتی به‌روز کرد و با دستورالعمل‌های جدید منطبق ساخت. همچنین می‌توان اطلاعات مربوط به احیا را ثبت کرد تا در پرونده‌های پزشکی بیماران و یا برای مطالعات بیشتر از این داده‌ها استفاده کرد. در جدول 2 اطلاعاتی راجع به مقایسه این دستگاه با سایر سیستم‌ها آورده شده است.

5- نتیجه‌گیری

همان‌طور که بیان شد ایست قلبی از مهم‌ترین علل مرگ‌ومیر در جهان به شمار می‌رود، ولی با اقدامات اولیه صحیح و به موقع که مهم‌ترین آن ماساژ قلبی است می‌توان از مرگ بسیاری از افراد جلوگیری کرد. برای انجام ماساژ قلبی که در نتیجه آن جریان خون خودبه‌خودی مجدد برقرار شود فرد احیاگر باید آموزش‌های لازم را دیده باشد. با این حال طبق مطالعات صورت گرفته درصد بالایی از عملیات احیا به علت عدم اعمال ماساژ قلبی به صورت صحیح به دلیل منظم نبودن یا نداشتن عمق فشار مناسب با شکست مواجه می‌شوند. در کنار این موضوع باید این را هم در نظر داشت که در روش دستی، ماساژ بیمار در حال حمل عملاً غیرممکن است که این خود در احیاهای خارج از بیمارستان به‌شدت مشکل‌آفرین است. علاوه‌بر وقفه‌های ایجادشده به دلیل جابه‌جایی بیمار در صورت اعمال شوک الکتریکی نیز وقفه ایجاد می‌شود که در نتیجه آن‌ها پیوستگی ماساژ از بین می‌رود و می‌تواند باعث ناموفق شدن احیا شود. از این‌رو دستگاه‌هایی روانه بازار شدند که یا کمک‌کننده عملیات احیا هستند یا خود به صورت خودکار احیای قلبی را انجام می‌دهند. به علت احتمال بروز ایست قلبی که در بسیاری از مواقع کادر درمانی یا حضور ندارند یا دیر می‌رسند، مانند حوادث جاده‌ای، هواپیماها، قطارها و غیره این دستگاه می‌تواند بسیار مؤثر واقع شود و یک ابزار مناسب برای سازمان‌های عملیاتی امداد و نجات از جمله هلال‌احمر و اورژانس گردد. از ویژگی‌های بارز دستگاه ساخته‌شده می‌توان به قیمت پایین، وزن کم، قابلیت برنامه‌ریزی و در عین حال سهولت کاربری آن اشاره نمود. با توجه به مزایا و قیمت تمام‌شده بسیار پایین این دستگاه نسبت به نمونه‌های خارجی می‌توان این دستگاه را به سایر کشورها خصوصاً کشورهای حوزه خاورمیانه صادر نمود، همچنین با تولید این محصول، ایران به جمع معدود کشورهایی که تکنولوژی این‌گونه دستگاه‌ها را دارند اضافه می‌شود.

جدول 2 مقایسه کلی بین انواع دستگاه‌های ماساژ قلبی خودکار و دستگاه جدید معرفی‌شده

Table 2 Comparison among automated mechanical chest compression devices and the novel introduced device

نام دستگاه	استفاده از باتری	زمان کوتاه راه‌اندازی	آموزش ساده	ثبت اطلاعات	به‌روز رسانی	تنظیم خودکار	تنفس مصنوعی	وزن (کیلوگرم)	تعداد ماساژ	عمق ماساژ (سانتی‌متر)	قیمت حدودی (دلار)
تامپر 14][	×	×	×	×	×	×	✓	8.6	100	0-8	11000
راسک-یو[1] 15][	✓	✓	×	×	×	×	×	7.8	100	3.5-5.1	13000
ویل‌اس‌سی‌سی[2] 16][	×	×	✓	✓	×	×	×	2	100	3-3.5	یافت نشد
لوکاس [17]	✓	✓	✓	×	×	×	×	7.8	100	5	15000
اتوپالس [18]	✓	✓	×	×	×	✓	×	10	80	20% عمق سینه	20000
سیستم معرفی‌شده	✓	✓	✓	✓	✓	✓	×	7	100	3.5-5	2500

[1] ROSC-U
[2] Weil SCC

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]
[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]

6- مراجع

[1] D. Mozaffarian, E. J. Benjamin, A. S. Go, D. K. Arnett, M. J. Blaha, M. Cushman, S. de Ferranti, J. P. Després, H. J. Fullerton, V. J. Howard, Heart disease and stroke statistics—2015 update: A report from the American Heart Association, *Circulation*, Vol. 131, No. 4, pp. e29-e322, 2015.

[2] M. L. Weisfeldt, C. M. Sitlani, J. P. Ornato, T. Rea, T. P. Aufderheide, D. Davis, J. Dreyer, E. P. Hess, J. Jui, J. Maloney, Survival after application of automatic external defibrillators before arrival of the emergency medical system: evaluation in the resuscitation outcomes consortium population of 21 million, *the American College of Cardiology*, Vol. 55, No. 16, pp. 1713-1720, 2010.

[3] D. Park, H. Kim, Factors affecting anxiety after cardiopulmonary resuscitation, *Indian Journal of Science and Technology*, Vol. 8, No. S5, pp. 105-111, 2015.

[4] J. P. Nolan, J. Soar, D. A. Zideman, D. Biarent, L. L. Bossaert, C. Deakin, R. W. Koster, J. Wyllie, B. Böttiger, European resuscitation council guidelines for resuscitation 2010 section 1. Executive summary, *Resuscitation*, Vol. 81, No. 10, pp. 1219-1276, 2010.

[5] E. R. Stapleton, Comparing CPR during ambulance transport. Manual vs. mechanical methods, *JEMS: A Journal of Emergency Medical Services*, Vol. 16, No. 9, pp. 63-4, 66, 68 passim, 1991.

[6] M. Casner, D. Andersen, S. M. Isaacs, The impact of a new CPR assist device on rate of return of spontaneous circulation in out-of-hospital cardiac arrest, *Prehospital Emergency Care*, Vol. 9, No. 1, pp. 61-67, 2005.

[7] A. Hallstrom, T. D. Rea, M. R. Sayre, J. Christenson, A. R. Anton, V. N. Mosesso, L. Van Ottingham, M. Olsufka, S. Pennington, L. J. White, Manual chest compression vs use of an automated chest compression device during resuscitation following out-of-hospital cardiac arrest: a randomized trial, *Jama*, Vol. 295, No. 22, pp. 2620-2628, 2006.

[8] C. A. Wyss, J. Fox, F. Franzeck, M. Moccetti, A. Scherrer, J. Hellermann, T. Luuscher, Mechanical versus manual chest compression during CPR in a cardiac catherisation setting, *Cardiovasc Med*, Vol. 13, No. 3, pp. 92-6, 2010.

[9] H. Bonnemeier, G. Simonis, G. Olivecrona, B. Weidtmann, M. Götberg, G. Weitz, I. Gerling, R. Strasser, N. Frey, Continuous mechanical chest compression during in-hospital cardiopulmonary resuscitation of patients with pulseless electrical activity, *Resuscitation*, Vol. 82, No. 2, pp. 155-159, 2011.

[10] D. C. Pinto, K. Haden-Pinneri, J. C. Love, Manual and automated cardiopulmonary resuscitation (CPR): A comparison of associated injury patterns, *Forensic Sciences*, Vol. 58, No. 4, pp. 904-909, 2013.

[11] D. Smekal, E. Lindgren, H. Sandler, J. Johansson, S. Rubertsson, CPR-related injuries after manual or mechanical chest compressions with the LUCAS™ device: A multicentre study of victims after unsuccessful resuscitation, *Resuscitation*, Vol. 85, No. 12, pp. 1708-1712, 2014.

[12] A. Esibov, I. Banville, F. W. Chapman, R. Boomars, M. Box, S. Rubertsson, Mechanical chest compressions improved aspects of CPR in the LINC trial, *Resuscitation*, Vol. 91, pp. 116-121, 2015.

[13] J. M. Venturini, E. Retzer, J. R. Estrada, J. Friant, D. Beiser, D. Edelson, J. Paul, J. Blair, S. Nathan, A. P. Shah, Mechanical chest compressions improve rate of return of spontaneous circulation and allow for initiation of percutaneous circulatory support during cardiac arrest in the cardiac catheterization laboratory, *Resuscitation*, Vol. 115, pp. 56-60, 2017.

[14] E. T. Dickinson, V. P. Verdile, R. M. Schneider, R. F. Salluzzo, Effectiveness of mechanical versus manual chest compressions in out-of-hospital cardiac arrest resuscitation: A pilot study, *Emergency Medicine*, Vol. 16, No. 3, pp. 289-292, 1998.

[15] *ROSC-U Mini Chest Compressor (RMCC)*, Accessed on 19 JUL 2017; http://www.resusintl.com.

[16] W. Chen, Y. Weng, X. Wu, S. Sun, J. Bisera, M. H. Weil, W. Tang, The effects of a newly developed miniaturized mechanical chest compressor on outcomes of cardiopulmonary resuscitation in a porcine model, *Critical Care Medicine*, Vol. 40, No. 11, pp. 3007-3012, 2012.

[17] S. Rubertsson, J. Silfverstolpe, L. Rehn, T. Nyman, R. Lichtveld, R. Boomars, W. Bruins, B. Ahlstedt, H. Puggioli, E. Lindgren, The study protocol for the LINC (LUCAS in cardiac arrest) study: a study comparing conventional adult out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with a concept with mechanical chest compressions and simultaneous defibrillation, *trauma, Resuscitation and Emergency Medicine*, Vol. 21, No. 1, pp. 5, 2013.

[18] H. Krep, M. Mamier, M. Breil, U. Heister, M. Fischer, A. Hoeft, Out-of-hospital cardiopulmonary resuscitation with the AutoPulse™ system: A prospective observational study with a new load-distributing band chest compression device, *Resuscitation*, Vol. 73, No. 1, pp. 86-95, 2007.

[Downloaded from mme.modares.ac.ir on 2024-04-23]

[DOR: 20.1001.1.10275940.1397.18.1.38.5]