



طراحی و ساخت یک دستگاه نوین ماساژ قلبی خود کار با قابلیت حمل

علی رضانی¹، علی توکلی گلپایگانی^{2*}، کامران حسنی³

1- کارشناسی ارشد، 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

* 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 آنجایی که 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 این گونه تجهیزات علاوه بر 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 ساخته شده 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 نصب شده 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 بهره‌بردارد، 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 Ramezani¹, Ali Tavakoli Golpaygani^{2*}, Kamran Hassani¹

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 be 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

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. به‌عنوان مثال در شهر تهران طبق آمار بین سال‌های 1385 تا 1395 حدود 17.1% از مرگ‌ومیرها ناشی از ایست قلبی بوده است [1].

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

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)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

با وجود این آمارهای نگران کننده در صورتی که احیای قلبی ریوی صحیح و به موقع به همراه شوک الکتریکی مناسب صورت پذیرد، می توان به طور میانگین از مرگ 38% از این افراد جلوگیری کرد [2].

احیای قلبی ریوی یا به اختصار سی پی آر¹ اصلی ترین 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 خودبه خودی است.

سی پی آر باید در سریع ترین زمان ممکن انجام شود، زیرا پس از ایست قلبی مرگ مغزی دائمی ظرف مدت 4-6 دقیقه (زمان طلایی) اتفاق می افتد [3]؛ بنابراین ایست قلبی-تنفسی بدون شک یکی از خطرناک ترین وضعیت هایی است که نیاز به اقدام فوری امدادگر آموزش دیده جهت حفظ حیات و پیشگیری از ضایعات جبران ناپذیر اندام های حیاتی بدن دارد، اما در بسیاری از موارد تعداد افراد آموزش دیده که می توانند 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 جابه جا 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 خسته کننده ای است که می تواند باعث خطای امدادگر شده و تأثیر مطلوب را نداشته باشد. علاوه بر این از آنجایی که در بسیاری از مواقع مانند زمان انتقال بیمار این امر غیرممکن است، نیاز به دستگاه هایی وجود دارد که در کمترین زمان ممکن نصب شده و با توجه به آخرین دستورات عملی ها به ماساژ قلبی بیماران به صورت صحیح کمک کند. این دستگاه ها به طور کلی به دو دسته تقسیم بندی می شوند. دستگاه های کمک کننده برای انجام ماساژ قلبی (غیر خودکار) و دستگاه های خودکار که بدون دخالت نیروی انسانی عملیات را انجام می دهند.

دستگاه های غیر خودکار صرفاً کمک کننده ماساژ قلبی هستند، خطاهای انسانی را نسبتاً کاهش می دهند و ارگونومی ماساژ قلبی را بهبود می بخشند. باید در نظر داشت که به یک یا دو نفر نیروی انسانی برای انجام فرآیند نیاز است که این امر علاوه بر 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 آن ها در مقایسه با دستگاه های خودکار نیز مطالعات کمی صورت پذیرفته است. با این که دستگاه های غیر خودکار تا حدودی موجب بهبود احیای قلبی شده اند، اما بازم تأثیر چشمگیری نداشته و خطاهای انسانی را به طور کامل از بین نمی برد؛ بنابراین دستگاه هایی 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 دستگاه های کمک کننده غیر خودکار قابل انجام نیست، اجرای ماساژ قلبی در حین جابه جایی 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 می شود و یا زمانی که بیمار روی تخت در حال جابه جایی است. در چنین شرایطی روش سنتی و دستی به هیچ عنوان کارایی ندارد، اما با استفاده از سیستم های خودکار می توان به بیماران حتی در حین انتقال به آمبولانس یا بر تخت ماساژ قلبی داد.

2- طراحی و ساخت

1-1- طراحی و ساخت بخش مکانیکی

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

برخلاف برخی از دستگاه های ماساژ قلبی مانند دستگاه تامپر که از سیلندرهای نیوماتیکی در آن ها استفاده شده است، در این دستگاه یک سیستم سیلندر پیستون مکانیکی طراحی و ساخته شد که وظیفه آن تبدیل حرکت دورانی موتور دی سی⁵ به حرکت خطی رفت و برگشتی است. برای

² Thumper
³ AutoPulse
⁴ LUCAS
⁵ DC

¹ CPR: Cardiopulmonary Resuscitation

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	عمق فشار (3.8 تا 5 سانتی‌متر با 60 ماساژ در مانکن)	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 نه تنها نتیجه مطلوب ندارد بلکه تأثیر منفی نیز دارد.
مقایسه بین ماساژ قلبی مکانیکی در برابر ماساژ قلبی دستی در کاترگذاری 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 کاترگذاری 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	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 بیماران که ماساژ قلبی برای احیای بیمار انجام می‌شود، 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 به کل 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 کاترگذاری 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 کاترگذاری)	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 کاترگذاری، بازگشت جریان خون خودبه‌خودی را نسبت به روش دستی بهبود می‌بخشد

سالدورکز¹ طراحی شد (شکل 1).

این منظور گزینه‌های مختلفی وجود داشت که به علت وجود محدودیت‌های وزنی و حجمی و همچنین از آنجایی که دقت، سرعت و عملکرد بهینه بسیار مهم است، این بخش که متشکل از 20 قطعه مختلف است توسط نرم‌افزار

¹ Solidworks

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

سایر قطعات سیلندر الکتریکی (قطعات 1، 2، 4 و 5 در شکل 1) با استفاده از نقشه‌های طراحی شده با تراش کاری 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 زواندی با خود داشت، عملیات تراش کاری 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

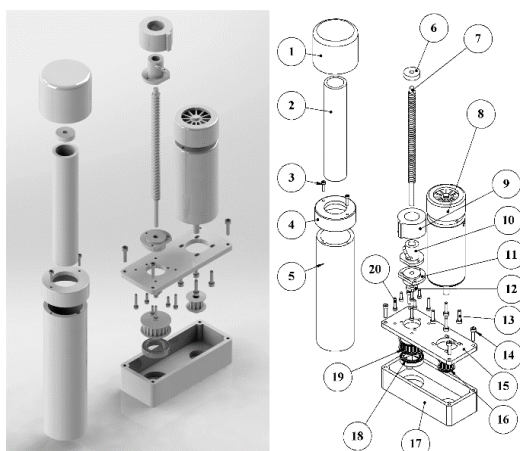


Fig. 1 Exploded view of electrical linear cylinder (left) and the components (right)

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

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 می‌شود. ضمناً از آن‌جایی که 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 مورد نیاز 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 آن‌جایی که این دستگاه قابل حمل است، از یک موتور دی‌سی استفاده شد تا بتوان با باتری آن 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 آن‌جایی که 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.

تغذیه خارجی یا استفاده از باتری درون دستگاه با کلید روشن و خاموش دستگاه را روشن می‌کنیم. دستگاه سه چراغ قرمز 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 روشن شده 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 روشن شده 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 تعبیه شده 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 آلام 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 علاوه بر 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 سه‌ام 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 آلام 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 جنه 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 می‌بخشد که خود این سهولت در استفاده می‌تواند کیفیت احیا را نسبت به

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 328¹ است که جزو میکروکنترلرهای ای‌وی‌آر² 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 صفحه کلید 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

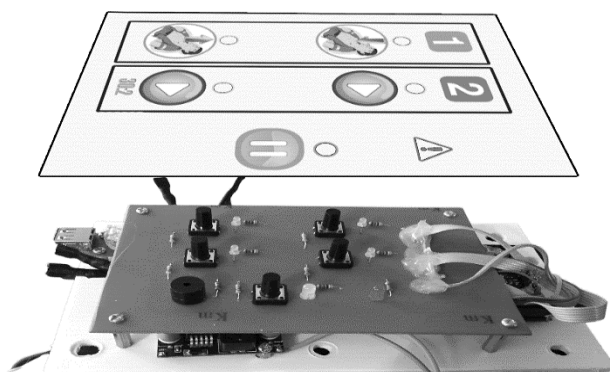


Fig. 2 User interface control panel (Above) and related electronic circuits (Bottom)

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 Atmega328

² AVR

خود را نجات دهند. علاوه بر 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 با 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 احیای خارج از بیمارستان به شدت مشکل‌آفرین است. علاوه بر 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 با 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.



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 در نتیجه بازده عملیات احیا افزایش پیدا می‌کند. همچنین از مهم‌ترین ویژگی‌های احیا با استفاده از دستگاه‌های خودکار می‌توان به توانایی اعمال ماساژ قلبی حتی حمل بیمار چه روی برانکار و چه داخل آمبولانس اشاره کرد. در نهایت 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 در نتیجه 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 قابل حمل در آسیاست. با استفاده از این دستگاه نه تنها 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

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

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 معرفی شده	✓	✓	✓	✓	✓	✓	×	7	100	3.5-5	2500

¹ ROSC-U

² Weil SCC

6- مراجع

- 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.
- [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 catheterisation 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