

روش‌های سنجش برون‌ده قلبی در جراحی قلب

دکتر علیرضا جهانگیری فرد

استادیار گروه بیهوشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، مرکز تحقیقات جراحی نای، پژوهشکده سل و بیماری‌های ریوی، بیمارستان مسیح دانشوری، بخش جراحی قفس صدری

دکتر زرغام حسین احمدی

استادیار گروه جراحی قلب و عروق، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، مرکز تحقیقات پیوند ریه، پژوهشکده سل و بیماری‌های ریوی، بیمارستان مسیح دانشوری، بخش جراحی قفس صدری

سیدبشیر میرتاجانی^۱

دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، مرکز تحقیقات مایکوباکتریولوژی، پژوهشکده سل و بیماری‌های ریوی، بیمارستان مسیح دانشوری

Cardiac output measurement methods in heart surgery

Alireza Jahangiri Fard, MD
Zargham Hussain-Ahmadi, MD
Seyyed Bashir Mirtajani

ABSTRACT

Sustainable monitoring of cardiovascular system and its effective factors are considered as a permanent challenge for the surgical team. The need to control the condition of the heart and to better understand its condition has led to a supervisory topic called advanced hemodynamic monitoring, along with all previous regulatory approaches. This is a set of different techniques for instantaneous monitoring cardiovascular status and its influencing factors (In order to timely intervene and to establish the relationship between hemodynamic components to physiological conditions). Cardiac output, as the most important cardiac function index, is an integral part of cardiac monitoring systems. Measuring this indicator over the past few years has seen a wide-ranging change that clearly highlights its importance. However, the creation of new systems to reduce patient harm has also been a top priority for these monitoring systems. Cardiac surgery is one of the most serious cases requiring accurate assessment of cardiac output and advanced hemodynamic monitoring. The careful and successful conduct of cardiac surgeries depends on the correct and timely recognition of the function and hemodynamic status in order to proper intervention. The importance of measuring this indicator and the extent of changes in its techniques reveals the need for an accurate study in this area. Therefore, the present study investigates various cardiac output measures in cardiac surgery.

Keywords: Advanced hemodynamic monitoring, cardiac output, cardiac surgery

منظور مداخله درست و به هنگام است (۱).
جایگزینی درست مایعات، بهره‌گیری از داروهای
اینوتروپ و وازواکتیوها، پایه و اساس روش‌های
مراقبتی متعاقب بسیاری از جراحی‌ها از جمله
جراحی قلب است. الگوریتم مورد استفاده جهت

۱- مقدمه

۱-۱ تعریف:

پایش همودینامیک، نظارت دقیق بر موارد و
جزئیات تشکیل دهنده همودینامیک بیمار (به

^۱. نویسنده مسؤول: bashirmirtajani67@gmail.com

- آیا وضعیت مایعات داخل عروقی بیمار قابل قبول است و بیمار از تجویز مایعات سود می‌برد؟
- وضعیت عرضه و تقاضای اکسیژن در بدن بیمار در چه مرحله‌ای است؟
- ارتباط عملکرد قلب و ریه به خوبی برقرار بوده و شرایط عروق ریه و میزان مایع در بافت‌های ریوی چگونه است؟

۱-۲ پایش همودینامیک پیشرفته در جراحی قلب

هدف اصلی در کنترل مناسب شرایط طبی بیماران به هنگام انجام فرآیندهای جراحی قلبی و نیز به هنگام شرایط کربتیکیال، حفظ و تعادل مناسب بین عرضه و تقاضای اکسیژن در سطح بافتی است (۶). با مروری بر روش محاسبه این فاکتورها که در زیر آورده شده (۴)، مشخص می‌شود که تنها با استفاده از اطلاعات پایش‌های پایه به این مهم نخواهیم رسید.

$$\text{Oxygen Delivery (DaO}_2\text{)} = \text{CaO}_2 \times \text{CO} \times 10$$

$$\text{Arterial Oxygen Content (CaO}_2\text{)} = (1.34 \times \text{Hgb} \times \text{SaO}_2) + (0.003 \times \text{PaO}_2)$$

$$\text{Cardiac Output (CO)} = \text{SV} \times \text{HR}$$

با توجه به این مساله، به پایش‌های پیشرفته‌تری نیاز است تا به کمک آنها بتوان به جزییات همودینامیکی بیماران دست یافت و با مداخله درست و به موقع، کیفیت ارائه خدمات را بالا برد و نتایج عمل را بهبود بخشید. سیستم‌های پیشرفته پایش در جراحی‌های قلب در دو حوزه عمده، کنترل و بررسی شرایط برون‌ده قلبی و کنترل حجم مایعات مورد استفاده قرار می‌گیرند. رویکرد مطالعه حاضر بر بررسی تکنیک‌های مورد استفاده در پایش پیشرفته همودینامیک برای کنترل و بررسی برون‌ده قلبی استوار است.

درمان در این حوزه، بر پایه سنجش و ثبت دقیق داده‌های همودینامیکی استوار است. در واقع می‌توان گفت که پایش همودینامیک بررسی فعال وضعیت قلبی - عروقی بیمار با استفاده از سنسورهای حیاتی است که منجر به آشکارسازی شرایط بیولوژیک هر فرد خواهد شد (۲). پایش همودینامیک در این نوع جراحی غالباً در دو سطح پایه و پیشرفته مطرح می‌شود. سنجش‌های کلاسیک و پایه‌ای که شامل (مداوم ۵ لیده)، پالس اکسی‌متری، اندازه‌گیری فشار خون به صورت تهاجمی، کاپنوگرافی، اندازه‌گیری فشار وریدی مرکزی، اندازه‌گیری دما به صورت مرکزی، اندازه‌گیری میزان ادرار و تجزیه و تحلیل گازهای خونی شریانی می‌باشند اغلب به عنوان ابزار سنجش شرایط ابتدایی و یا حیاتی مطرح شده حال آنکه وجود برخی مشکلات و محدودیت‌ها، استفاده از این روش‌های مرسوم را در شرایط پیچیده ناکافی و فاقد اعتبار مناسب خواهد نمود (۳). در این شرایط بحث استفاده از ابزار و تکنیک‌های نوین و دقیق تر مطرح می‌شود که در قالب پایش پیشرفته همودینامیک بروز می‌کند. این تکنیک‌ها، با بهره‌گیری از یک استرسور فیزیولوژیک تعریف شده، به ذخایر فیزیولوژیک فرد مورد بررسی دسترسی می‌یابند. جزء اصلی این پایش، داشتن میزان برون‌ده قلبی است چرا که هم خود شاخصی از عملکرد قلبی بوده و هم مبنای محاسبه دیگر اجزاء همودینامیکی مانند مقاومت عروق سیستمیک و ریوی است (۴). استفاده از تکنیک‌های مطرح در پایش همودینامیک پیشرفته پزشک را قادر می‌سازد تا نسبت به سؤالات ذیل پاسخ درستی ارائه دهد (۵):

- عملکرد قلبی - عروقی بیمار در چه مرحله‌ای قرار دارد؟

۲- تاریخچه

با پیشرفت علوم و تلفیق تکنیک‌های پزشکی و مهندسی شاهد تغییرات شگرفی در تمامی حوزه‌های پزشکی هستیم. حوزه بیهوشی و استفاده از تکنیک‌های نوین به منظور افزایش ضریب اطمینان و سهولت در فرآیند اجرای خدمات بالینی حین جراحی نیز از این فائده مستثنی نبوده است. ۲۵ سال پس از اولین اجراء فرآیند بیهوشی مدرن در سال ۱۸۴۶ (۷)، آدولف فیک (۱۸۷۰)، اولین روش برآورد میزان برون‌ده قلبی را تشریح نمود که تا به حال به عنوان رفرنس سنجش این معیار باقی مانده است (۸). فیک بیان داشت که تمام اکسیژن دریافتی توسط ریه به خون منتقل می‌گردد و بدین ترتیب وی برون‌ده قلب را نسبتی بین مصرف اکسیژن دریافتی (VO_2) و تفاوت بین اکسیژن شریانی-وریدی ($AVDO_2$) در نظر گرفت.

سنجش برون‌ده قلبی در سال ۱۹۶۶ با استفاده از امیدانس الکتریکی سینه انجام پذیرفت (H4)؛ با این حال سال ۱۹۷۰ را می‌توان نقطه عطفی برای سنجش میزان برون‌ده قلبی در نظر گرفت. سوان و همکارانش در این سال با معرفی تکنیک و ابزار جدیدی تحت عنوان کاتتر شریان ریوی (PAC)، سنجش دقیق میزان برون‌ده قلبی را در دستور کار قرار دادند (۹). این روش بزودی به عنوان روش مرجع برای سنجش میزان برون‌ده قلبی مطرح گردید (۱۰). اهمیت اطلاع دقیق از میزان برون‌ده قلبی در جراحی‌های مختلف به ویژه جراحی‌های قلبی، بسیاری را به پژوهش در این حوزه ترغیب نمود. افرادی همچون سوان، ژورین، اوکاموتو، هوگس، توماس، مارک و بسیاری (۲۰-۱۱) دیگر

طی سال‌های ۱۹۶۵ تا ۲۰۰۰ تلاش فزاینده‌ای در مسیر سنجش میزان برون‌ده قلبی داشته‌اند و پس از آن نیز حجم زیادی از مطالعات در این خصوص ثبت شده است (شکل ۱).

گسترش تکنیک‌های جراحی و حرکت به سوی روش‌های بدون آسیب و یا با حداقل میزان آسیب رسانی، سبب ظهور تکنیک‌های جدیدی در سنجش میزان برون‌ده قلبی شده است که در ادامه به توضیح و شرح آنها خواهیم پرداخت.

۳- روش اجرای پژوهش

پژوهش حاضر که تحت عنوان "روش‌های سنجش برون‌ده قلبی در همودینامیک پایش پیشرفته" ارائه می‌گردد حاصل مطالعه تعداد ۱۵۳ مقاله و کتاب بوده است که از این میان تعداد ۶۷ مقاله و کتاب در نگارش آن مورد استفاده قرار گرفته‌اند. تمامی مقالات و کتب مورد استفاده در این پژوهش از پایگاه‌های معتبر داده (PubMed, Scopus, Springer, ScienceDirect ...) و در بازه زمانی ۴۸ ساله (۱۹۷۰-۲۰۱۸) استخراج گردیده و طی ۷ ماه به نگارش گزارش انجامیده است.

۴- روش‌های اندازه‌گیری برون‌ده قلبی

برون‌ده قلبی^۲ اصلی‌ترین شاخص جهت توصیف عملکرد قلب بوده و به منظور تعیین امکان خونرسانی کافی قلب به بافت‌ها از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است (۲۱). به منظور کنترل بهتر همودینامیک و دستیابی به وضعیت مطلوب در سطح بافتی، اطلاع از برون‌ده قلبی بیمار، ضروری است. اهمیت بررسی برون‌ده قلبی تا جایی است که

². cardiac output

در اعمال جراحی پیچیده و نیز شرایط ناپایدار همودینامیکی، اندازه‌گیری آن جهت مدیریت تجویز دارو و مایعات، بسیار تعیین کننده است (۲۲). اندازه‌گیری میزان برون‌ده قلبی در بیماران به روش‌های مختلفی انجام می‌شود با این حال تمامی روش‌های سنجش این شاخص قلبی، در سه گروه (تهاجمی، کم تهاجمی و بدون تهاجم) دسته‌بندی می‌گردند (شکل ۲). تمامی این روش‌ها در اقسام صنعتی و تکنیک‌های مرسوم با تکنولوژی‌های مختلف در اختیار افراد قرار می‌گیرد (جدول ۱).

۴-۱ روش‌های تهاجمی

۴-۱-۱ اندازه‌گیری CO توسط کاتتر شریان

ریوی با روش تزریق بولوس

کاتتر شریان ریوی (PAC) ابتدا به عنوان ابزاری جهت اندازه‌گیری جریان و فشار ریوی محسوب می‌گردید. با این حال و با گذشت زمان از این روش برای اندازه‌گیری برون‌ده قلبی و فشارهای پرشدگی مرکزی نیز استفاده شده و از سال ۱۹۷۰ به عنوان استاندارد طلایی جهت سنجش میزان برون‌ده قلبی مطرح شده است (۲۳).

استفاده از این روش با عوارض مختلفی همانند پنوموتوراکس، آریتمی، عفونت، پارگی شریان ریوی، آسیب دریچه تریکوسپید، گره‌خوردگی و ترومبوز منجر به آمبولی در ارتباط بوده، هرچند که میزان بروز این عوارض پایین است (۲۴). در این کاتتر، ترمیستوری در فاصله ۴ سانتی‌متری نوک آن وجود دارد. به هنگام اندازه‌گیری برون‌ده قلبی، ۱۰ سیس سی سالین (۱۰ درجه سانتی‌گراد یا دمای اتاق) از طریق کاتتر به درون دهلیز راست تزریق می‌شود. به هنگام عبور این مایع از کنار ترمیستور،

آفت مختصری در دمای خون رخ می‌دهد، منحنی ترمودیلوشن با اتصال کاتتر به یک کامپیوتر رسم گردیده و با داشتن BMI، دمای مرکزی بدن، فشارهای سیستول و دیاستول، CVP و PAP بیمار، منحنی فلو - فشار به دست آمده و از این طریق برون‌ده قلبی محاسبه می‌گردد.

وجود خطاهای فنی مختلف مانند loss of injectate، تغییرات دما، نقص ترمیستور، لخته شدن نوک کاتتر، انحراف و بسته شدن کاتتر و یا تزریق زیر ۴ ثانیه؛ سبب بروز خطا در فرآیند استفاده از PAC می‌گردد. در صورت وجود شانت، رگورژیتاسیون شدید تریکوسپید، آریتمی قابل توجه، الگوی تنفسی غیرطبیعی بیمار و شرایط برون‌ده پایین قلب، اطلاعات به دست آمده از این وسیله می‌تواند دقیق نباشد. با توجه به این خطاها و اثرات نامطلوب احتمالی، توسعه روش‌های با تهاجم کمتر برای نظارت بر CO همواره در دستور کار بوده است (۲۵ و ۲۶).

۴-۱-۲ اندازه‌گیری پیوسته CO توسط کاتتر

شریان ریوی

CO پیوسته (CCO, Edwards Lifesciences, Irvine, California, United States)، یک PAC اصلاح شده با نام تجاری Swan Ganz است که دارای رشته‌های مسی بوده و در دهلیز راست و فاصله ۲۵-۱۴ سانتی متری از نوک کاتتر قرار گرفته و خون را متناوباً گرم می‌کند؛ لذا در این روش نیاز به تزریق بولوس مایع حذف می‌گردد. دمای خون توسط گیرنده‌های موجود در راس کاتتر دریافت شده و میانگین مقدار CO در طول زمان مطابق با مکانیسم ذکر شده در



در این روش، ناحیه اندازه‌گیری شده پس از دیاستول تا پایان مرحله تخلیه بطن، بر امپدانس آئورت تقسیم می‌شود و بدین ترتیب، SV را اندازه‌گیری می‌کند (۳۲).

این روش، تغییرات استروک والیوم (SVV) و یا تغییرات فشار پالس (PVV) را نیز اندازه‌گیری نموده که برای پیش‌بینی پاسخ به تجویز مایع مفید است. SVV اختلاف بین حداکثر و حداقل SV در طول دوره تنفسی مکانیکی بوده و ناشی از تغییرات ایجاد شده در پره‌لود با تغییر در فشار داخل قفسه سینه است. علاوه بر شکل موج شریانی، کمپلیانس شریانی، مقادیر SVR و مشخصات دموگرافیک بیمار نیز برای کالیبراسیون لازم است (۳۳).

روش پالس کانتور در قیاس با سایر روش‌های سنجش برون‌ده قلبی در جراحی قلب، مورد ارزیابی کیفی در خصوص دقت اندازه‌گیری قرار گرفته و نتایج، همبستگی مناسب این روش را در قیاس با روش‌های دیگر و روش استاندارد، نشان می‌دهد (۳۲).

روش پالس کانتور می‌تواند کالیبره یا غیرکالیبره باشد:

۱-۲-۴ نوع کالیبره

اجراء این روش، به وریدهای مرکزی (فمورال یا ژوگولار داخلی) و شریان (فمورال / رادیال) نیاز دارد. سالین سرد از طریق کانول ورید مرکزی تزریق شده و تغییرات درجه حرارت خون توسط ترمیستور موجود در نوک کاتتر شریانی تشخیص داده می‌شود. بدین ترتیب، جهت تعیین متغیرهای همودینامیک، روش پالس کانتور را با ترمودیلوشن ترانس-پولومونری ترکیب می‌کنند. این روش هر ۸ ساعت (و

روش اندازه‌گیری بولوس، بر روی مانیتور نمایش داده می‌شود.

مزایای اصلی CCO نسبت به PAC معمولی، اجتناب از تزریق‌های مکرر بوده و بنابراین خطر عفونت و خطاهای اپراتور را کاهش می‌دهد (۲۷). علاوه بر این، پایش مستمر حجم ضربه‌ای (SV)، مقاومت عروقی سیستمیک (SVR) و اشباع مخلوط وریدی نیز با این کاتتر انجام می‌شود. دقت اندازه‌گیری برون‌ده قلبی در روش ممتد در قیاس با ترمودیلوشن متناوب، در بیماران تحت جراحی عروق کرونر قلب قابل مقایسه است (۲۸).

بررسی پیشینه استفاده از PAC به صورتی بوده است که برخی از پژوهشگران خواستار توقف اجرای PAC شده‌اند (۲۹). مطالعه PAC-MAN هیچگونه صدمه یا منفعتی را در استفاده از PAC نشان نداده است (۳۰). استفاده از آن در بیماران تحت OPCAB نیز هیچ تفاوتی در میزان مرگ و میر و نتیجه نهایی نشان نداد (۳۱). علی‌رغم این مسأله، PAC همچنان "استاندارد طلایی" برای پایش CO بوده و در جراحی‌های پیچیده قلبی، در شرایط سندرم برون‌ده کم قلبی، فشار خون ریوی بالا و جهت تمایز بین سوءعملکرد بطن چپ یا راست کاربرد دارد. با این حال، با توجه به خطر ذاتی در استفاده از، تلاش‌ها برای دستیابی به یک پایش جایگزین با حداقل تهاجم و یا عملکرد غیر تهاجمی جهت پایش برون‌ده قلبی با تمام ویژگی‌های پایش ایده‌آل ادامه دارد.

۲-۴ روش‌های کم تهاجمی

Pulse contour analysis ۴-۲-۱

این روش بر پایه تناسب بین ناحیه زیر قسمت سیستمی موج فشار شریانی با SV، استوار است.

۲-۱-۲-۴ نوع غیر کالیبره

روش غیر کالیبره تنها منحنی شریانی بیمار را به همان شیوه که در ابتدای این قسمت توضیح داده شد مورد استفاده قرار داده و شامل مورد زیر است:

۱-۲-۱-۲-۴ سیستم FloTrac

FloTrac (Edwards LifeSciences.Irvine. ایالات متحد آمریکا)، یک دستگاه پالس کانتور حداقل ته‌اجمی است چرا که تنها به یک لاین شریانی (فمورال یا رادیال) نیاز دارد. این سیستم به هیچگونه کالیبراسیون خارجی نیاز نداشته و اپراتور برای استفاده از آن راحت است (۴۰).

این دستگاه با استفاده از شکل موج آرتر بیمار و ویژگی‌های بیومتریکی وی (سن، قد و جنس) CO و SVV را محاسبه می‌کند (۴۱). نسل سوم این دستگاه با فناوری دینامو که دارای تنظیم اتوماتیک برای تغییر در تون عروقی است؛ نیز ساخته شده است (۳۶). دقت اندازه‌گیری این دستگاه، در بیماران مبتلا به آریتمی، دارای IABP یا، تونیسیتی بالای شریان و چاقی مرضی تحت تاثیر قرار می‌گیرد (۴۲). مطالعات مختلف ارتباط خوب FloTrac با PAC را تأیید کرده‌اند و جهت اندازه‌گیری CO مناسب است (۴۲). با این حال برخی از پژوهش‌ها جدید از عدم توانایی لازم این روش در سنجش برون‌ده قلبی خصوصاً در بیمارانی که برون‌ده قلبی پایین دارند حکایت می‌کنند. (۳۴).

۲-۲-۴ Pulse power analysis

در این روش، تغییر میانگین فشار خون به طور مستقیم با SV ارتباط دارد بدین ترتیب تمام شکل موج آرتر (نه فقط قسمت سیستولی آن) تحت آنالیز

به صورت ساعتی طی بی‌ثباتی همو-دینامیک نیازمند کالیبراسیون دستی است (۳۴).

به علاوه منحنی ترمودیلوشن ترانس پولمونی را می‌توان برای اندازه‌گیری حجم خون داخل توراسیک (ITBV)، حجم کلی انتهای دیاستولیک (GEDV) و آب خارج عروق ریوی (EVLW) استفاده نمود. GEDV و ITBV یک معیار اندازه‌گیری از پره لود قلبی بوده و EVLW می‌تواند ادم ریه را اندازه‌گیری نمایند. این روش همچنین SVV / PVV را که نشانگر پاسخ به مایع است اندازه‌گیری می‌کند (۳۵). دقت این روش ممکن است تحت تاثیر کمپلیانس عروقی، امپدانس آئورت و مقاومت شریانی محیطی قرار گیرد. علاوه بر این، وجود حباب هوا و لخته، مایع اندیکاتور ناکافی، رگورژیناسیون دریچه‌ای، آنوریسم آئورت، آریتمی قابل توجه، وجود IABP، وزن > ۴۰ کیلوگرم و تغییر سریع دما نیز ممکن است بر روی دقت آن تأثیر بگذارد (۳۴).

دستگاه‌های موجود که بر این اساس کار می‌کنند شامل سیستم PiCCO (سیستم پزشکی PULSION، مونیخ، آلمان) و سیستم EV1000/Volume view (Edwards Lifesciences, VolumeView™ / EV1000™. Irvine, CA. ایالات متحد) هستند. مطالعات مختلف حاکی از ارتباط خوب اندازه‌گیری برون‌ده قلبی با این متد و PAC حین جراحی‌های قلب و نیز بیماران کرایتیکال بوده (به جز جراحی‌های off-pump) (۳۷ و ۳۸) و از نظر اندازه‌گیری برون‌ده قلبی، این دو روش قابل مقایسه بوده‌اند (۳۹).



داشته و نیز با کاهش عوارض همراه است (۴۵). در این متد استفاده از روش کالیبره نسبت به آنالیز منفرد منحنی شریانی در جراحی‌های قلبی ارجحیت داشته، و توصیه می‌شود. (۴۶)

۴-۲-۳ Pressure recording analytic method

MostCare (Vytech) - PRAM (Italy .Padova .PRAM)، تکنولوژی PRAM کل یک سیکل قلبی را آنالیز کرده و ناحیه زیر موج فشار (P/T) را تعیین می‌کند (۴۴). P/t به دو فاز دیاستولیک و سیستولیک با ۲ امپدانس بر اساس ویژگی‌های مختلف تقسیم می‌شود. در نهایت حجم ضربه‌ای بر اساس تقسیم سطح سیستولیک زیر منحنی فشار بر امپدانس محاسبه شده بیمار به دست خواهد آمد. مزیت اصلی این روش این است که کالیبراسیون خارجی لازم نبوده و کالیبراسیون داخلی با مورفولوژی شکل موج شریان انجام می‌شود. دقت این روش هنوز به خوبی اثبات نشده (۳۶) ولی اخیراً استفاده از آن در جراحی‌های قلب اطفال با موفقیت همراه بوده و برون‌ده قلبی حاصل از آن با روش فیک قابل مقایسه بوده است (۴۷).

۴-۲-۴ Esophageal Doppler devices

۴-۲-۴-۱ داپلر مری

داپلر مری^۳ با استفاده از یک پروب انعطاف پذیر با ترانسدایوسر در نوک آن استفاده می‌شود که می‌تواند برای مدت طولانی در مری بیماران قرارگیرد. در این روش امواج اولتراسوند در سطح میانه قفسه سینه به سمت آئورت نزولی فرستاده شده و امواج برگشتی

قرار می‌گیرند. عوامل مختلفی نظیر کمپلیانس شریانی، شکل موج آرتر، انعکاس موج، دمپینگ ترانس‌دیوسر و میزان خروجی سیستولیک آئورت بر روی دقت آن تأثیر می‌گذارند (۴۳).

سیستم LiDCO، یک وسیله کم تهاجمی بوده که نیاز به یک لاین وریدی (مرکزی یا محیطی) و کاتتر شریانی دارد. یک بولوس لیتیم کلراید در لاین وریدی تزریق شده و غلظت شریانی از طریق سنسور حساس به لیتیم، اندازه‌گیری می‌شود. CO با ترکیبی از آنالیز پالس کانتور و براساس دوز لیتیم و منطقه زیر منحنی غلظت-زمان آن، محاسبه شده و تغییرات (SV (SVV) نیز اندازه‌گیری می‌شود (۴۰). این روش هر ۸ ساعت (و در صورت تغییرات عمده همودینامیک)، به کالیبراسیون نیاز دارد. استفاده از این روش در بیماران تحت لیتیم درمانی منع مصرف داشته و کالیبراسیون نیز تحت تأثیر بلوک کننده‌های عصبی-عضلانی قرار دارد، چرا که باقی مانده آمونیم کواترنری باعث اختلال عملکرد الکتروود می‌شود (۴۴). دقت آن تحت تأثیر نارسایی آئورت، بالون پمپ داخل آئورت (IABP)، دمپ شدن منحنی شریانی، وازوکانستریکشن شدید، جراحی بعد از دریچه آئورت، آریتمی و شنت‌های داخلی یا خارج قلبی قرار دارد (۴۴). این در حالی است که دستگاه LiDCO rapid نیز تنها از روش پالس پاور استفاده کرده، نیاز به تزریق لیتیم نداشته و لذا قادر به اندازه‌گیری برون‌ده قلبی به صورت مداوم و بی نیاز از کالیبراسیون است (۴۳ و ۴۴). این روش همان کارایی و محدودیت‌های متد بالا را (به استثناء حساسیت به لیتیم و اثر شل کننده‌ها) دارا است و استفاده از آن در جراحی قلب ارتباط خوبی با PAC

³ . Esophageal Doppler

منظور اندازه‌گیری برون‌ده قلبی، ابتدا سطح مقطع دریچه (CSA) و متوسط جریان خون در سطح آن (V) اندازه‌گیری شده و حجم ضربه‌ای (SV) از طریق این فرمول محاسبه می‌گردد: $SV=V \times CSA$. بدین ترتیب برون‌ده قلبی نیز با ضرب حجم ضربه‌ای در تعداد ضربان قلب محاسبه می‌شود. این اندازه‌گیری می‌تواند در سطح شریان ریه، دریچه میترال یا آئورت انجام پذیرد (۵۲).

TEE یک ابزار مفید در بیماران با همودینامیک ناپایدار بوده و در بسیاری از موارد در مقایسه با PAC اطلاعات آن قابل اطمینان است. البته باید متذکر شد که این تکنیک در شرایط هیپوتانسیون کارایی پایینی از خود نشان می‌دهد (۵۳) علاوه بر این، برای کار با این دستگاه، یک اپراتور ماهر مورد نیاز است، از طرفی دسترسی محدود و هزینه بالا را می‌توان محدودیت اصلی برای استفاده از آن دانست؛ این در حالی است که پروب TEE را نمی‌توان برای مدت طولانی در بیمار باقی گذاشت (۵۴).

۳-۴ روش های غیر تهاجمی

۳-۳-۱ Partial gas rebreathing

تحت عنوان سیستم NICO (Nova Metrix Medical Systems, Wallingford, Conn, United States) ساخته شده و از اصل فیک غیر مستقیم برای محاسبه CO استفاده می‌کند. این روش در بیماران لوله‌گذاری شده و تحت تهویه مکانیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در حالت پایدار دی‌اکسید کربن از طریق شریان ریه وارد ریه‌ها می‌شود که این مقدار متناسب با برون‌ده قلبی بوده و برابر با میزان خروجی آن از ریه‌ها (از طریق بازدم) و وریدهای ریوی است (۳۶).

پس از جذب توسط خون، ثبت می‌گردند. میزان متوسط جریان خون در آئورت بر اساس محاسبه امواج رفت و برگشت محاسبه شده و اندازه‌گیری فلوی خون، انجام می‌شود (۴۸). با وارد کردن سن، جنس، قد و وزن بیمار سطح مقطع آئورت محاسبه شده و با ضرب این فاکتور در جریان خون، SV به دست می‌آید. در نهایت نیز با ضرب HR در SV، CO محاسبه می‌گردد (۴۹).

فاکتور محدود کننده اصلی این روش آن است که فلور را در آئورت نزولی سینه‌ای می‌سنجد که این جریان ۷۰٪ از کل جریان خون بوده و جهت جبران جریان خون قوس آئورت، یک اصلاح کننده باید اضافه شود. علاوه بر این اختلاف در اندازه‌گیری جریان ممکن است در کوارکتاسیون آئورت، آنوریسم آئورت، IABP و حالات متابولیک مختلف دیده شود. عوامل مختلفی نظیر تغییرات در فشار پالس، کمپلینس عروق، وضعیت حجم و یا اینوتروپ‌ها ممکن است دقت آن را تحت تأثیر قرار دهد (۵۰). ولوسیتی دقیق در این روش فقط می‌تواند با موقعیت مناسب پروب تعیین شود که باید در حدود ۲۰ درجه‌ای از فلوی آگزیمال قرار گیرد.

مطالعات مختلفی ED را با PAC مقایسه و آن را به عنوان یک روش قابل، معرفی کرده است (۵۱). تأثیر مثبت استفاده از این روش در اقسام جراحی‌ها مشاهده شده و در جراحی قلب، کاهش مدت زمان بستری در بیمارستان و ICU را بدون عوارض عمده نشان داده و می‌تواند استفاده شود (۳۶).

۲-۴-۲ Trans Esophageal Echocardiography (TEE)

TEE در حال حاضر یک روش پایش بوده که به طور گسترده در زمان پایش از عمل استفاده می‌شود. به



همگی در اندازه گیری‌های انجام شده در TEB نقش دارند (۵۷).

محدودیت‌های عمده مانند تداخل با الکتروکوتری، قرار گرفتن نامناسب محل الکتروده، حرکات بیمار، چاقی، پلورال افیوژن و آریتمی ممکن است روی دقت آن تأثیر بگذارد. همچنین وجود سیم‌های استرنوم یا آریتمی ممکن است به عملکرد نادرست در دوره پس از عمل منجر شود (۵۸). این محدودیت‌ها را می‌توان به جدید بودن پیدایش تکنیک‌های مذکور نسبت داد که با توجه به گسترش فزاینده علوم مهندسی در حوزه پزشکی و پایش، در حال مرتفع شدن و قوت گرفتن هستند (۵۷). با تمام این تفصیلات، مطالعات انجام شده در بیماران تحت جراحی قلب، همبستگی قابل قبولی را با PAC نشان داده و به هر حال این روش را می‌توان جهت تجزیه و تحلیل شرایط همودینامیک بیمار با استفاده از Trend آن محسوب کرد (۵۹).

۴-۳-۳ Thoracic Electrical bioeactance

بیوراکتانس توراسیک (NICOM device, Cheetah) نوعی روش اصلاحی از TEB است که با صدا و عوامل خارجی دیگر تداخل ندارد. این روش شامل قرار دادن دو الکتروده در دو طرف قفسه سینه است. یک الکتروده جریان موج سینوسی با فرکانس بالا (۷۵ کیلوهرتز) را به بدن منتقل کرده و الکتروده دیگر به عنوان ورودی ولتاژ استفاده می‌شود. در نهایت تغییرات جریان الکتریکی بر حسب زمان، مقدار نهایی برون‌ده قلبی را محاسبه می‌کند (۳۶).

الکتروکوتری دقت آن را تحت تأثیر قرار می‌دهد، اما اگر دستگاه در طول یک دقیقه ۲۰ سیگنال

ابتدا دریچه pop-of بسته شده و تمام دی اکسید کربن دفع شده در مدار باقی می‌ماند و مجدداً تهویه می‌گردد. Partial rebreathing دریچه هر ۳ دقیقه با باز کردن دریچه انجام شده و جریان خون ریوی با محاسبه تفاوت بین نسبت rebreathing و تنفس نرمال محاسبه می‌گردد (۵۵).

محدودیت اصلی این روش الزام لوله‌گذاری تراشه با تنظیمات ثابت ونتیلاتور است. همچنین در بیماران با ترومای شدید قفسه سینه، شنت درون ریوی، وضعیت CO بالا و تهویه کم، نیز دقیق نیست (۵۳). مطالعات حاکی از تخمین پایین کاردیاک برون‌ده با این روش در قبل و تخمین بالای آن پس از عمل جراحی قلب است (۵۶). بنابراین کاربرد آن در مقایسه با PAC محدود بوده و مناسب نیست (۵۶).

۴-۳-۲ Thoracic Electrical bio impedance

بیوامپدانس قفسه سینه (TEB) روشی غیر تهاجمی برای اندازه‌گیری CO است که ابتدا توسط فضانوردان در دهه ۱۹۶۰ مورد استفاده قرار گرفت (۳۶).

در این روش هشت الکتروده در نواحی مختلف (چهار عدد در دو طرف گردن و چهار عدد پایین‌تر از سینه) قرار می‌گیرند. جریان الکتریکی با فرکانس بالا و اندازه پایین از الکترودهای موجود در گردن به طرف الکترودهای پایین قفسه سینه ساطع شده و مقاومت در برابر جریان بر حسب زمان، از خارجی‌ترین الکتروده تا داخلی‌ترین اندازه‌گیری می‌شود. بیوامپدانس به طور غیر مستقیم متناسب با محتوای مایع داخل قفسه سینه است. این مایع شامل، خون ریوی، خون وریدی و حجم خون آئورت بوده که

ناحیه چپ قفسه سینه برای اندازه‌گیری جریان ترانس پولمونار قرار می‌گیرد، استفاده می‌شود (۶۲). این دستگاه از اصل داپلر همانند دو روش DE و TEE بهره می‌برد. مزیت اصلی استفاده از این دستگاه قابلیت حمل آن است که می‌تواند در اتاق عمل، اورژانس و ICU، حتی در بخش مورد استفاده قرار گیرد. از آنجا که این دستگاه، دستگاهی غیر تهاجمی محسوب می‌گردد می‌تواند توسط پرستاران آموزش دیده مورد استفاده قرار گیرد و ضمناً ابزاری برای پایش بعد عمل بیماران تحت جراحی قلب نیز در نظر گرفته می‌شود.

از دستگاه USCOM در بیماران بعد از عمل قلبی برای اندازه‌گیری CO، CI و SV استفاده گردیده و رابطه خوبی با اعداد اندازه‌گیری شده توسط PAC داشته است (۶۳ و ۶۴).

۴-۳-۶ Photoelectric plethysmography

دستگاه کاملاً غیر تهاجمی آنالیز فشار نبض است که فشار نبض را با استفاده از پلتیسموگرافی فتوالکتریک همراه با تکنیک volume-clamp (کاف انگشتی قابل انعطاف) اندازه‌گیری می‌کند. کاف با پر و خالی شدن (بر اساس سنجش قطر شریان توسط فوتو پلتیسموگرافی)، میزان جریان خون در شریان را ثابت نگه می‌دارد و فشاری که برای این ثابت نگهداشتن نیاز است، متناسب با منحنی فشار شریانی است. فشار خون بعد از آنالیز این فشارها توسط الگوریتم دستگاه محاسبه شده و CO، حاصل اطلاعات به دست آمده از این منحنی فشار و آنالیز آن به طریقه پالس کانتور است (۶۵).

این تکنیک در دستگاه (BMEYE B.V, Amsterdam, Clear و LiDCO rapid, Netherlands) Nexfin HD

دریافت کند، مقدار CO را می‌توان به درستی تعیین کرد. مزیت اصلی این روش سهولت استفاده در بیماران انتوبه و دارای آریتمی، در اورژانس، ICU و اتاق عمل است. مقایسه ارزشمندی آن در قیاس با PAC نشان دهنده همبستگی خوب بین دو روش با حداقل اختلاف است (۳۱) و در جراحی‌های قلب اطفال نیز با نتایج قابل مقایسه‌ای با روش فیک همراه بوده است (۶۰).

۴-۳-۴ Endotracheal Cardiac (ECOM) Output Monitoring

ECOM (Con-Med, Irvine, Calif, United States) میزان CO را با استفاده از پلتیسموگرافی امپدانس اندازه‌گیری می‌کند. جریان الکتریکی از الکتروود روی بدنه لوله اندوتراکیال (ETT) می‌گذرد و تغییر در امپدانس ثانویه به جریان خون آئورتیک توسط الکتروود روی کاف، حس می‌شود. SV و CO بر اساس مبانی الگوریتمی و طبق تغییرات امپدانس محاسبه می‌گردد. الکتروکوتری بر دقت آن تأثیر گذاشته و جریان خون کرونری محاسبه می‌شود. این تکنولوژی هنوز مورد تأیید قرار نگرفته و علاوه بر گرانی، عمومیت نیافته است (۵۹). با تمام این تفصیلات اخیراً شواهدی از مفید بودن آن در جراحی‌های قلبی همانند استفاده از آن در بیماران OPCABG گزارش گردیده است (۶۱).

۴-۳-۵ Portable doppler device

مانیتور اولتراسونیک برون‌ده قلبی (USCOM, Sydney, Australia) دستگاهی قابل حمل و غیر تهاجمی ابوده که در آن از یک پروب به صورت سوپراسترنال برای اندازه‌گیری جریان آئورت یا روی

همودینامیکی است زیرا بدون داشتن آن، سنجش سایر اجزاء تشکیل دهنده همودینامیک مانند مقاومت عروق سیستمیک و مقاومت عروق ریوی امکان‌پذیر نیست. امروزه روش‌های گوناگونی برای اندازه‌گیری یا محاسبه این اندکس وجود داشته که هر یک مزایا و معایب خاصی را در بر دارد. با توجه به این شرایط داشتن اطلاعات کافی از مکانیسم عملکرد این روش‌ها و ابزار اندازه‌گیری، مزایا و معایب و همچنین محدودیت‌های آنها می‌تواند به انتخاب درست در مورد به کارگیری و در نتیجه اتخاذ تصمیم درمانی بهتر کمک قابل توجهی نماید.

Sight استفاده می‌گردد. تاکنون مطالعاتی اندک مبنی بر اثربخشی آن موجود بود ولی طبق مطالعات اخیر CO محاسبه شده با این روش هماهنگی خوبی با PAC داشته و در جراحی کاردیوتوراسیک نیز در صورتی که دوز بالای وازوکانستریکشن استفاده نشود، قابل اعتماد است (۶۶)؛ هرچند دقت آن در شرایط برون‌ده قلبی پایین مورد سؤال است (۶۷).

جمع‌بندی و نتیجه‌گیری

اندازه‌گیری برون‌ده قلبی جزئی اساسی در اداره همودینامیک بیماران تحت جراحی پیچیده قلبی و نیز در بیماران کریتیکال و با شرایط نامتعادل



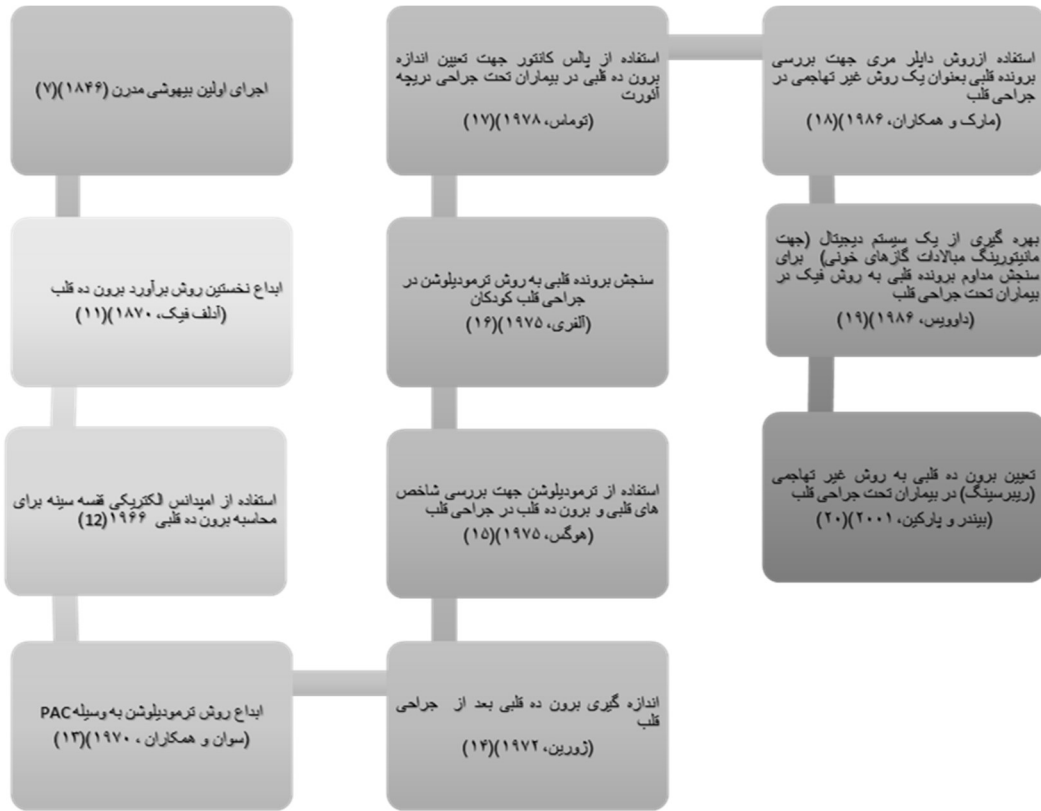
انجمن آستزیولوژی و مرگشت‌های ویژه ایران



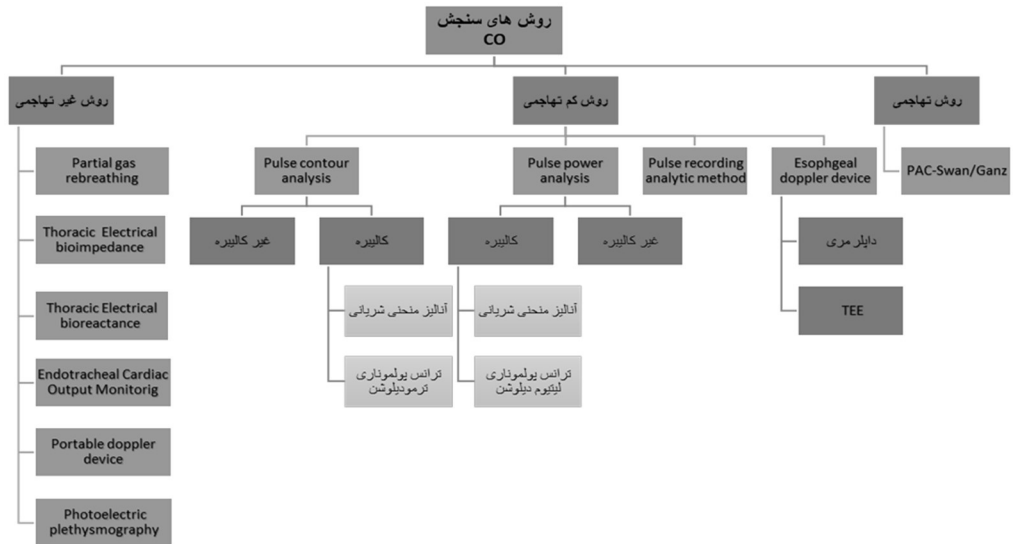
جدول ۱: سیستم‌های تجاری مربوط به روش‌های سنجش برون‌ده قلبی و نقاط ضعف هر کدام

نقاط ضعف	سیستم‌های تجاری	روش
تهاجمی بودن نیازمند تزریق مکرر در روش بولوس عدم دقت در صورت وجود شانت، رگورژیتاسیون شدید تریکوسپید، آریتمی قابل توجه، الگوی تنفسی غیرطبیعی بیمار و شرایط برون‌ده پایین قلب	Vigilance	Thermodilution (Bolous/Continous)
نیازمند کاتتر شریانی و وریدی نیازمند کالیبراسیون پی در پی نیازمند به تزریق لیتیوم و ایجاد تداخل با شل کننده های عضلانی در LiDCO عدم دقت در رگورژیتاسیون دریچه‌ای، آنوریسم آئورت، آریتمی قابل توجه، وجود IABP، وزن >۴۰ کیلوگرم و تغییر سریع دما	PiCCO ,LiDCO, Volume View	Transpulmonary Thermodilution
دقت پایین نیازمند منحنی فشار شریانی مناسب عدم دقت در بیماران مبتلا به آریتمی، دارای IABP یا، تونیسیتی بالای شریان، چاقی مرضی، وزن >۴۰ کیلوگرم	PiCCO, LiDCO, Vigileo,	Arterial-pressure Wave form-derived
سنجش متناوب عدم دقت در کوارکتاس یون آئورت، آنوریسم آئورت، IABP، تغییرات در فشار پالس، کمپلیانس عروق، وضعیت حجم داخل عروقی	Cardio Q, WAKI TO	Esophageal Doppler
نیازمند آموزش و مهارت کافی سنجش متناوب هزینه بالا	Vivid, Sonosite ,MicroMaxx, Philips CX50, and so on	Echocardiography
نیاز به انتوباسیون بیمار با تنظیمات ثابت ونتیلاتور عدم دقت در شنت درون ریوی، وضعیت CO بالا و تهویه ی کم	NiCO	Partial CO2 rebreathing
تداخل با الکتروکوتری عدم دقت در چاقی و پلورال افیوژن، قرار گرفتن نامناسب محل الکتروده، حرکات بیمار	Lifeguard, TEBCO, Hotman, BioZ, and so on	Bioimpedance
عدم دقت در چاقی و پلورال افیوژن، قرار گرفتن نامناسب محل الکتروده، حرکات بیمار	NICOM	Bioreactance
نیاز به قراردادن مناسب پروب سنجش متناوب	USCOM	Portable doppler device
عدم دقت در صورت وازوکانستریکشن محیطی و برون‌ده قلبی پایین	Nexfin HD, Clear Sight, LiDCO	Photoelectric plethysmography

شکل ۱: نمودار تاریخچه سیر تکاملی در استفاده از تکنیک‌ها سنجش برون‌ده قلب در جراحی قلب



شکل ۲: نمودار اقسام تکنیک‌های مختلف سنجش برون‌ده قلبی در جراحی قلب



REFERENCES

1. Carl M, Alms A, Braun J, et al. S3 guidelines for intensive care in cardiac surgery patients: hemodynamic monitoring and cardiocirculatory system. *GMS German Medical Science*. 2010;8.
2. Pinsky MR. Functional hemodynamic monitoring. *Critical care clinics*. 2015 Jan 1;31(1):89-111.
3. Pinsky MR. Invited Papers: Functional hemodynamic monitoring: use of derived variable to diagnose and manage the critically ill. *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*. 2009;53(S119):9-11.
4. Pinsky MR. Hemodynamic evaluation and monitoring in the ICU. *Chest*. 2007 Dec 1;132(6):2020-9.
5. Georger JF, Hamzaoui O, Chaari A, Maizel J, Richard C, Teboul JL. Restoring arterial pressure with norepinephrine improves muscle tissue oxygenation assessed by near-infrared spectroscopy in severely hypotensive septic patients. *Intensive care medicine*. 2010 Nov 1;36(11):1882-9.
6. Perel A, Saugel B, Teboul JL, et al. The effects of advanced monitoring on hemodynamic management in critically ill patients: a pre and post questionnaire study. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2016 Oct 1;30(5):511-8.
7. Robinson DH, Toledo AH. Historical development of modern anesthesia. *Journal of Investigative Surgery*. 2012 May 22;25(3):141-9.
8. Chaney JC, Derdak S. Minimally invasive hemodynamic monitoring for the intensivist: current and emerging technology. *Critical care medicine*. 2002 Oct 1;30(10):2338-45.
9. Swan HJ, Ganz W, Forrester J, Marcus H, Diamond G, Chonette D. Catheterization of the heart in man with use of a flow-directed balloon-tipped catheter. *New England Journal of Medicine*. 1970 Aug 27;283(9):447-51.
10. Harvey S, Harrison DA, Singer M, et al. Assessment of the clinical effectiveness of pulmonary artery catheters in management of patients in intensive care (PAC-Man): a randomised controlled trial. *Lancet*. 2005 Aug 6;366(9484):472-7.
11. Young BP, Low LL. Noninvasive monitoring cardiac output using partial CO2 rebreathing. *Critical care clinics*. 2010 Apr 1;26(2):383-92.
12. Salandin V, Zussa C, Risica G, Michielon P, Paccagnella A, Cipolotti G, Simini G. Comparison of cardiac output estimation by thoracic electrical bioimpedance, thermodilution, and Fick methods. *Critical care medicine*. 1988 Nov 1;16(11):1157-8.
13. Nolan TE, Wakefield ML, Devoe LD. Invasive hemodynamic monitoring in obstetrics. A critical review of its indications, benefits, complications, and alternatives. *Chest*. 1992;101(5):1429-33.
14. Jurin I, Koudelka V, Krivková I. Cardiac output measurement during immediate postoperative period after cardiac surgery. *Sbornik vedeckych prací Lekarske fakulty Karlovy university v Hradci Kralove*. 1972;15(5):533-9.
15. Hodges M, Downs JB, Mitchell LA. Thermodilution and Fick cardiac index determinations following cardiac surgery. *Critical care medicine*. 1975;3(5):182-4.
16. Alfieri O, Agosti J, Subramanian S. Thermodilution cardiac output measurement in infants and small children following intracardiac surgery. *Journal of pediatric surgery*. 1975 Oct 1;10(5):649-56.
17. Thomas B. Monitoring of cardiac output by pulse contour method. *Acta anaesthesiologica Belgica*. 1978;29(3):259-70.
18. Mark JB, Steinbrook RA, Gugino LD, et al. Continuous noninvasive monitoring of cardiac output with esophageal Doppler ultrasound during cardiac surgery. *Anesthesia and analgesia*. 1986 Oct;65(10):1013-20.
19. Davies GG, Jebson PJ, Glasgow BM, Hess DR. Continuous Fick cardiac output compared to thermodilution cardiac output. *Critical care medicine*. 1986 Oct;14(10):881-5.
20. Binder JC, Parkin WG. Non-invasive cardiac output determination: comparison of a new partial-rebreathing technique with thermodilution. *Anaesthesia and intensive care*. 2001 Feb 1;29(1):19.
21. Hofer CK, Ganter MT, Zollinger A. What technique should I use to measure cardiac output? Current opinion in critical care. 2007 Jun 1;13(3):308-17.
22. Akamatsu S, Oda A, Terazawa E, Yamamoto T, Ohata H, Michino T, Dohi S. Automated cardiac output measurement by transesophageal color Doppler echocardiography. *Anesthesia & Analgesia*. 2004 May 1;98(5):1232-8.
23. Lee AJ, Cohn JH, Ranasinghe JS. Cardiac output assessed by invasive and minimally invasive techniques. *Anesthesiology research and practice*. 2011; 2011.
24. Domino KB, Bowdle TA, Posner KL, Spittell PH, Lee LA, Cheney FW. Injuries and liability related to central vascular catheters: a closed claims analysis. *Anesthesiology* 2004; 100.





25. Nishikawa T, Dohi S. Errors in the measurement of cardiac output by thermodilution. *Canadian Journal of Anaesthesia*. 1993 Feb 1;40(2):142-53.
26. Elkayam U, Berkley R, Azen S, Weber L, Geva B, Henry WL. Cardiac Output by Thermodilution Technique: Effect of Injectate's Volume and Temperature on Accuracy and Reproducibility in the Critically III Patient. *Chest*. 1983 Oct 1;84(4):418-22.
27. Mehta Y, Sharma KK. Double knot with formation of a double loop of pulmonary artery catheter. *Journal of cardiothoracic anaesthesia*. 1990 Feb 1;4(1):149-50.
28. Singh A, Juneja R, Mehta Y, Trehan N. Comparison of continuous, stat, and intermittent cardiac output measurements in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass surgery. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2002 Apr 1;16(2):186-90.
29. Boyd JH, Forbes J, Nakada TA, Walley KR, Russell JA. Fluid resuscitation in septic shock: a positive fluid balance and elevated central venous pressure are associated with increased mortality. *Critical care medicine*. 2011 Feb 1; 39(2):259-65.
30. Robin ED. Death by pulmonary artery flow-directed catheter (editorial): time for a moratorium? *Chest*. 1987 Oct 1;92(4):727-31.
31. Resano FG, Kapetanakis EI, Hill PC, Haile E, Corso PJ. Clinical outcomes of low-risk patients undergoing beating-heart surgery with or without pulmonary artery catheterization. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2006 Jun 1; 20(3):300-6.
32. Lamia B, Kim HK, Severyn DA, Pinsky MR. Cross-comparisons of trending accuracies of continuous cardiac-output measurements: pulse contour analysis, bioactance, and pulmonary-artery catheter. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2018 Feb 1;32(1):33-43.
33. Hofer CK, Cecconi M, Marx G, della Rocca G. Minimally invasive haemodynamic monitoring. *European Journal of Anaesthesiology (EJA)*. 2009 Dec 1;26(12):996-1002.
34. Roth S, Fox H, Fuchs U, et al. Noninvasive pulse contour analysis for determination of cardiac output in patients with chronic heart failure. *Clinical Research in Cardiology*. 2018 May 1:1-0.
35. Marik PE, Cavallazzi R, Vasu T, Hirani A. Dynamic changes in arterial waveform derived variables and fluid responsiveness in mechanically ventilated patients: a systematic review of the literature. *Critical care medicine*. 2009 Sep 1;37(9):2642-7.
36. Mehta Y, Arora D. Newer methods of cardiac output monitoring. *World journal of cardiology*. 2014 Sep 26; 6(9):1022.
37. Buhre W, Weyland A, Kazmaier S, Hanekop GG, Baryalei MM, Sydow M, Sonntag H. Comparison of cardiac output assessed by pulse-contour analysis and thermodilution in patients undergoing minimally invasive direct coronary artery bypass grafting. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 1999 Aug 1;13(4):437-40.
38. Halvorsen PS, Sokolov A, Cvancarova M, Hol PK, Lundblad R, Tønnessen TI. Continuous cardiac output during off-pump coronary artery bypass surgery: pulse-contour analyses vs pulmonary artery thermodilution. *British journal of anaesthesia*. 2007 Jul 24;99(4):484-92.
39. Boyle M, Murgu M, Lawrence J, Belessis A, Shehabi Y. Assessment of the accuracy of continuous cardiac output and pulse contour cardiac output in tracking cardiac index changes induced by volume load. *Australian Critical Care*. 2007 Aug 1;20(3):106-12.
40. Montenij LJ, de Waal EE, Buhre WF. Arterial waveform analysis in anesthesia and critical care. *Current Opinion in Anesthesiology*. 2011 Dec 1; 24(6):651-6.
41. Langewouters GJ, Wesseling KH, Goedhard WJ. The static elastic properties of 45 human thoracic and 20 abdominal aortas in vitro and the parameters of a new model. *Journal of biomechanics*. 1984 Jan 1;17(6):425-35.
42. De Backer D, Marx G, Tan A, et al. Arterial pressure-based cardiac output monitoring: a multicenter validation of the third-generation software in septic patients. *Intensive care medicine*. 2011 Feb 1;37(2):233-40.
43. Linton RA, Band DM, Haire KM. A new method of measuring cardiac output in man using lithium dilution. *British journal of anaesthesia*. 1993 Aug 1;71(2):262-6.
44. Garcia-Rodriguez C, Pittman J, Cassell CH, Sum-Ping J, El-Moalem H, Young C, Mark JB. Lithium dilution cardiac output measurement: a clinical assessment of central venous and peripheral venous indicator injection. *Critical care medicine*. 2002 Oct 1;30(10):2199-204.
45. Costa MG, Della Rocca G, Chiarandini P, et al. Continuous and intermittent cardiac output measurement in hyperdynamic conditions: pulmonary artery catheter vs. lithium dilution technique. *Intensive care medicine*. 2008 Feb 1; 34(2):257-63.
46. Broch O, Renner J, Höcker J, et al. Uncalibrated pulse power analysis fails to reliably measure cardiac output in patients undergoing coronary artery bypass surgery. *Critical Care*. 2011 Feb;15(1): R76.

47. Pittarello D, Vida V, Di Gregorio G, Falasco G, Stellin G, Ori C. Comparison between Pressure Recording Analytical Method and Fick Method to Measure Cardiac Output in Pediatric Cardiac Surgery. *The Open Anesthesia Journal*. 2018 May 23;12(1).
48. Giomarelli P, Biagioli B, Scolletta S. Cardiac output monitoring by pressure recording analytical method in cardiac surgery. *European journal of cardio-thoracic surgery*. 2004 Sep 1; 26(3):515-20.
49. DiCorte CJ, Latham P, Greilich PE, Cooley MV, Grayburn PA, Jessen ME. Esophageal Doppler monitor determinations of cardiac output and preload during cardiac operations. *The Annals of thoracic surgery*. 2000 Jun 1;69(6):1782-6.
50. Funk DJ, Moretti EW, Gan TJ. Minimally invasive cardiac output monitoring in the perioperative setting. *Anesthesia & Analgesia*. 2009 Mar 1; 108(3):887-97.
51. Laupland KB, Bands CJ. Utility of esophageal Doppler as a minimally invasive hemodynamic monitor: a review. *Canadian Journal of Anesthesia*. 2002 Apr 1; 49(4):393-401.
52. Poelaert J, Schmidt C, Van Aken H, Hinder F, Mollhoff T, Loick HM. A comparison of transoesophageal echocardiographic Doppler across the aortic valve and the thermodilution technique for estimating cardiac output. *Anaesthesia*. 1999 Feb 1; 54(2):128-36.
53. Mantovani MM, Fantoni DT, Gimenes AM, de Castro JR, Flor PB, Ida KK, Schwartz DS. Clinical monitoring of cardiac output assessed by transoesophageal echocardiography in anaesthetised dogs: a comparison with the thermodilution technique. *BMC veterinary research*. 2017 Dec; 13(1):325.
54. Katz J, Shear TD, Murphy GS, Alspach D, Greenberg SB, Szokol J, Benson J. Cardiovascular Collapse in the Pregnant Patient, Rescue Transesophageal Echocardiography and Open-Heart Surgery. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2017 Feb 1;31(1):203-6.
55. Alhashemi JA, Cecconi M, Della Rocca G, Cannesson M, Hofer CK. Minimally invasive monitoring of cardiac output in the cardiac surgery intensive care unit. *Current heart failure reports*. 2010 Sep 1; 7(3):116-24.
56. Gueret G, Kiss G, Rossignol B, et al. Cardiac output measurements in off-pump coronary surgery: comparison between NICO and the Swan-Ganz catheter. *European journal of anaesthesiology*. 2006 Oct;23(10):848-54.
57. Saugel B, Cecconi M, Hajjar LA. Noninvasive cardiac output monitoring in cardiothoracic surgery patients: available methods and future directions. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*. 2018 Jun 27.
58. Spiess BD, Patel MA, Soltow LO, Wright IH. Comparison of bioimpedance versus thermodilution cardiac output during cardiac surgery: evaluation of a second-generation bioimpedance device. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2001 Oct 1;15(5):567-73.
59. Michard F, Teboul JL. Predicting fluid responsiveness in ICU patients: a critical analysis of the evidence. *Chest*. 2002 Jun 1;121(6):2000-8.
60. Tirotta CF, Lagueruela RG, Madril D, et al. Non-invasive cardiac output monitor validation study in pediatric cardiac surgery patients. *Journal of clinical anesthesia*. 2017 May 31; 38:129-32.
61. Leclercq T, Lilot M, Schulz T, Meyer A, Farhat F, Fellahi JL. Endotracheal bioimpedance cardiography improves immediate postoperative outcome: a case-control study in off-pump coronary surgery. *Journal of clinical monitoring and computing*. 2018 Feb 1;32(1):81-7.
62. Squara P, Rotcayg D, Denjean D, Estagnasie P, Brusset A. Comparison of monitoring performance of Bioreactance vs. pulse contour during lung recruitment maneuvers. *Critical Care*. 2009 Aug; 13(4): R125.
63. Tan HL, Pinder M, Parsons R, Roberts B, Van Heerden PV. Clinical evaluation of USCOM ultrasonic cardiac output monitor in cardiac surgical patients in intensive care unit. *British journal of anaesthesia*. 2005 Jan 14;94(3):287-91.
64. Chand R, Mehta Y, Trehan N. Cardiac output estimation with a new Doppler device after off-pump coronary artery bypass surgery. *Journal of cardiothoracic and vascular anesthesia*. 2006 Jun 1;20(3):315-9.
65. Shelley K, Shelley S. Pulse oximeter waveform: photoelectric plethysmography. *Clinical Monitoring*, Carol Lake, R. Hines, and C. Blitt, Eds.: WB Saunders Company. 2001:420-8.
66. Meyer S, Todd D, Wright I, Gortner L, Reynolds G. Non-invasive assessment of cardiac output with portable continuous-wave Doppler ultrasound. *Emergency Medicine Australasia*. 2008 Jun 1; 20(3):201-8.
67. Ameloot K, Palmers PJ, Malbrain ML. The accuracy of noninvasive cardiac output and pressure measurements with finger cuff: a concise review. *Current opinion in critical care*. 2015 Jun 1;21(3):232-9.

