تخمین فشار متوسط شریانی توسط پایش تهاجمی فشار شریانی با مانومتر

محمود غلام آل محمد
ایمان رحیمی *

گروه بیهوشی و مراقبت‌های ویژه، بیمارستان امام خمینی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۸۷/۰۲/۱۵ تاریخ پذیرش: ۱۳۸۷/۰۴/۱۸

چکیده

زمینه و هدف: پایش تهاجمی و مستقیم فشار شریانی توسط یک سیستم سادهٔ مانومتر نیز انجام‌پذیر است اما به‌دلیل نبود مطالعات سیستماتیک جهت تعیین صحت و دقت آن و مقایسه با ترانسدیوسر، تفسیر نتایج حاصله از چنین سیستمی پایهٔعلمی ندارد. ***روش بررسی:*** جهت تعیین ارتباط یافته‌هایسیستم مانومتر با سیستم‌استاندارد ترانسدیوسر جمعاً ۱۰۵ اندازه‌گیری همزمان فشار خون سیستولیک و دیاستولیک شریان رادیال در هفت بیمار حین جراحی توسط این دو سیستم انجام گردید. در سیستم مانومتر، اکستنشن تیوب تا نیمهٔ نزدیک به بیمار از سرم سالین پر می‌شد و نیمهٔ خالی آن به یک مانومتر متصل می‌گردید. ترانسدیوسر و سطح بین مایع و هوای درون اکستنشن تیوب در یک‌سطح قرار داده می‌شدند. سپس برای تعیین‌ارتباط مقادیر فشارشریانی به‌دست‌آمده توسط دو روش‌اندازه‌گیری از آنالیز رگرسیون خطی استفاده گردید. ***یافته‌ها:*** فشار نبض در سیستم مانومتر به‌میزان [mean (CI 95%)] mmHg (۳۳-۴۱)۳۷ کمتر از سیستم استاندارد بوده، اما فشار متوسط شریانی در دو سیستم با تنها mmHg (۳-۱)۲ اختلاف، از لحاظ بالینی قابل انطباق می‌باشند. به‌علاوه، بدون نیاز به محاسبهٔ فشار متوسط شریانی در سیستم مانومتر، امکان تخمین دقیق فشار متوسط شریانی در سیستم ترانسدیوسر (MAP_T) و پایش تغییرات آن از روی فشار سیستولیک شریانی در سیستم مانومتر (SAP_M) با وجود ارتباط خطی بسیار مناسب این دو اندازه‌گیری (R=۰/۹۶۶) توسط فرمول $MAP_T = (۱/۰۳ \times SAP_M) - ۷/۳۴$ مقدور می‌باشد. ***نتیجه‌گیری:*** پایش فشار سیستولیک شریانی توسط سیستم مانومتر روش قابل قبولی جهت تخمین فشار متوسط شریانی در سیستم استاندارد ترانسدیوسر می‌باشد.

کلمات کلیدی: فشار شریانی، پایش تهاجمی، مانومتر، ترانسدیوسر.

* نویسنده مسئول: تهران، انتهای بلوار کشاورز، بیمارستان امام خمینی، گروه بیهوشی‌و مراقبت‌های ویژه
تلفن: ۰۹۱۲۳۸۳۸۴۶۴
email: medlars@gmail.com

مقدمه

پایش دقیق و مداوم فشار شریانی به‌روش مستقیم و تهاجمی نسبت به پایش غیر مستقیم و غیر تهاجمی فشار شریانی از دقت بیشتری برخوردار است[۱و۲] و هر چه خطر ناپایداری قلبی- عروقی بیشتر باشد، اهمیت پایش تهاجمی فشار شریانی بیشتر می‌گردد.[۳] اما متأسفانه سیستم‌های الکترونیکی مناسب با تجهیزات کافی جهت پایش مستقیم فشار شریانی در همهٔ اتاق‌های عمل و بخش‌های مراقبت‌های ویژه کشور ما موجود نمی‌باشد. لذا جهت رفع این کمبود، بسیاری از همکاران در اتاق‌های عمل کشور از مدت‌ها پیش از یک روش ابتکاری و ساده استفاده می‌نمایند، بدین ترتیب که با اتصال یک مانومتر آنروئید عقربه‌ای فشارسنج توسط اکستنشن تیوب به کانولاسیون شریانی (Arterial line) بیمار، فشار شریانی را به‌طور تقریبی قرائت می‌نمایند. در پایش دینامیک فشار خون شریانی خصوصاً در بیماران با همودینامیک ناپایدار، پاسخ دینامیک سیستم مانیتورینگ نقش اصلی را در تشخیص دقیق و به هنگام تغییرات فشار خون شریانی و صحت مقادیر نشان داده شده دارد.[۴] این در حالی است که مانومترهای آنروئید عقربه‌ای فاقد پاسخ دینامیک کافی بدین منظور می‌باشند. همچنین در این روش، متغیرهایی همچون الاستیسیته و طول اکستنشن تیوب، حجم مایع داخل اکستنشن تیوب و نسبت مایع به هوای درون آن، ارتفاع سطح مایع و هوای داخل اکستنشن تیوب از دهلیز راست، بودن یا نبودن فشار مثبت داخل اکستنشن تیوب و متغیرهایی نظیر آن، سبب تفاوت‌های گسترده در مقادیر قرائت‌شده گشته و مانع از مقایسه و جمع‌بندی تجربیات فردی می‌گردد. لذا به لحاظ نبود استاندارد در چینش و تنظیم فرایندها و

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

اجزای این روش تاکنون دقت و کارایی آن در مقایسه با سیستم‌های پایش مستقیم فشار شریانی توسط ترانسدیوسر به‌طور جدی مورد مطالعه قرار نگرفته است. جستجوی بانک‌های اطلاعاتی مقالات پزشکی بین‌المللی (Medline & EMBASE) و داخلی (IranMedex & Magiran) پیرامون تاریخچه و یا مبدع این روش و همچنین استاندارد واحدی برای انجام آن متأسفانه بی‌حاصل بود. لذا در این مطالعه با پیشنهاد یک پروتوتیپ از یک سیستم پایش تهاجمی فشار شریانی با مانومتر عقربه‌ای (سیستم مانومتر) و مقایسهٔ آن با استاندارد طلایی پایش مستقیم فشار شریانی توسط ترانسدیوسر سعی در استاندارد سازی و تعیین نوع و میزان ارتباط ارقام قرائت‌شده روی مانومتر با فشار متوسط شریانی همزمان بیمار شده است.

روش بررسی

پس از اخذ تأییدیه کمیتهٔ اخلاق گروه بیهوشی دانشکدهٔ پزشکی، هفت بیمار کاندید جراحی بای‌پس گرافت شریان کرونری (CABG) در بیمارستان امام خمینی(ره) دانشگاه علوم پزشکی تهران در دی‌ماه ۱۳۸۶ بدون محدودیت سنی تحت این مطالعه از نوع technical article و preliminary study قرار گرفتند. اخذ رضایت‌نامهٔ کتبی از بیماران لازم نبود زیرا پایش تهاجمی فشار شریانی از ملزومات بیهوشی در این نوع جراحی بوده و فشار شریانی این بیماران هم‌زمان با هر دو نوع سیستم ترانسدیوسر و سیستم مانومتر پایش شده و ملاک بالینی همان سیستم ترانسدیوسر تلقی می‌گردید. این بیماران فاقد هرگونه بیماری دریچه‌ای بوده و دارای مسیر باز (Patency) شریان رادیال دست غیر غالب اثبات شده توسط تست آلن کمتر از پنج ثانیه بودند.[5] پس از ورود بیمار به اتاق عمل و پایش ECG و pulse oximetry یک ورید محیطی در اندام فوقانی غیر غالب وی توسط آنژیوکت شمارهٔ ۱۸G (NovaFlon, India) کانوله شده و بیمار با یک لیتر سرم رینگر طی ۲۰ دقیقه هیدراته می‌گردید. جهت ایجاد آنالژزی نسبی برای کانولاسیون شریانی، فنتانیل به میزان ۱μg/kg آهسته انفوزیون می‌شد. سپس شریان رادیال بیمار با آنژیوکت شمارهٔ ۱۸G (Voltex, Cathy, UK) کانوله می‌گردید.[5] مطابق شکل ۱ پس از اتصال سه‌راهی شمارهٔ ۱ (3-way stopcock, Neotec, Singapore) به انتهای کاتتر شریانی، یک مسیر سه‌راهی به سیستم ترانسدیوسر پایش فشار شریانی (سمت چپ شکل ۱) و مسیر دیگر به سیستم مانومتر (سمت راست شکل ۱) متصل می‌شد. در سیستم ترانسدیوسر ابتدا یک اکستنشن تیوب ۱۵۰ سانتی‌متری (Extension Tube CH-10, SUPA, Tehran, Iran) به سه‌راهی شمارهٔ ۱ متصل می‌شد. سپس انتهای اکستنشن تیوب به سه‌راهی شمارهٔ ۲ و پس از آن به یک انتهای Pressure Dome یک‌بار مصرف (Medex, CODAN pvb, Germany) که روی ترانسدیوسر (Medex Inc, MX 860) سوار شده است متصل می‌گردید. انتهای دیگر Pressure Dome نیز با سه‌راهی شمارهٔ ۳ به ست سرم آویخته به سرم سالین نرمال متصل می‌گردید. پس از قرار دادن ترانسدیوسر هم سطح خط میدتوراسیک در فضای بین دنده‌ای چهارم[5] و فیکس کردن آن به میله‌ای عمودی متصل به تخت بیمار در این سطح، تمام مسیر از ست سرم تا سه‌راهی شمارهٔ ۱ توسط سرم سالین نرمال شستشو شده و هواگیری می‌گردید. پس از اتصال کابل ترانسدیوسر به دستگاه پایش فشار شریانی (Datex-Engstrom, VNC-15/F-CU8-22-04, Helsinki, Finland)، سیستم در این سطح zero می‌شد. در این مرحله پس از آسپیراسیون کاتتر شریانی بیمار از طریق سه‌راهی شمارهٔ ۱ به درون یک سرنگ ۵ml و انجام فلاش جهت شستشوی مسیر کاتتر شریانی بیمار پایش مقادیر فشار شریانی بیمار میسر می‌گردید. با توجه به کیفیت مطلوب این گونه سیستم‌ها و قطعات یک‌بار مصرف آنها از کالیبراسیون آن صرف نظر گردید.[5] در سیستم مانومتر، یک اکستنشن تیوب ۱۵۰ سانتی‌متری به سه‌راهی شمارهٔ ۱ متصل و تا نیمهٔ نزدیک به بیمار (۷۵cm) از مایع سالین پر شده و انتهای دور از بیمار آن به سه‌راهی شمارهٔ ۴ و سپس به یک مانومتر آنروئید عقربه‌ای فشارسنج (sphygmomanometer) محصول کمپانی Welsch Allyn متصل می‌گردید. ۱۰ سانتی‌متر میانی اکستنشن تیوب که شامل سطح بین مایع و هوای داخل آن می‌باشد به‌طور افقی هم‌سطح با ترانسدیوسر قرار گرفته و در کنار ترانسدیوسر ثابت می‌گردید. مانومتر توسط باز کردن سه‌راهی شمارهٔ ۴ به سوی هوای آزاد zero می‌گردید (با چرخاندن قاب فلزی دور آن). سپس با برقراری ارتباط بین اکستنشن تیوب و مانومتر توسط سه‌راهی شمارهٔ ۴ پایش مقادیر فشار شریانی بیمار توسط مشاهدهٔ محل قرارگیری عقربه‌های مانومتر مقدور می‌گردید. برای هر بیمار از یک مانومتر نو و مصرف نشده و استریل شده توسط اتوکلاو استفاده می‌شد. با توجه به در دسترس نداشتن ابزارهای صنعتی مخصوص کالیبراسیون پنوماتیک و نو بودن مانومترها از کالیبراسیون آنها صرف‌نظر می‌گردید. همهٔ

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

اکستنشن تیوب‌ها پیش از استفاده در درجه حرارت انباری اتاق عمل بین $^{\circ}C$۲۶-۲۴ نگهداری شده و در حین استفاده نیز در دمای اتاق عمل بین $^{\circ}C$۲۴-۲۲ قرار داشتند. لذا تاثیر شرایط محیط روی natural frequency و damping coefficient در اکستنشن تیوب‌های دو گروه یکسان بوده است. در ادامه ایندکشن بیهوشی بیمار آغاز می‌گردید و پس از انتوباسیون تراشه بیهوشی بیمار ادامه می‌یافت. در هر بیمار در مجموع ۱۵ مرتبه مقادیر فشار شریانی به شرح زیر توسط هر دو سیستم ثبت می‌شد: قبل و بعد از ایندکشن بیهوشی، پس از انتوباسیون، قبل و بعد از برش پوست، قبل و بعد از استرنوتومی، پس از جداکردن mammary artery، قبل و بعد از آغاز بای‌پس قلبی عروقی، قبل و بعد از کلامپ آئورت، قبل و بعد جداشدن از بای‌پس قلبی عروقی، و پس از پایان عمل. مقادیر فشار سیستولیک شریانی در سیستم ترانسدیوسر (SAP_T) و در سیستم مانومتر (SAP_M) به‌همراه مقادیر فشار دیاستولیک شریانی در سیستم ترانسدیوسر (DAP_T) و در سیستم مانومتر (DAP_M) و همچنین فشار متوسط شریانی در سیستم ترانسدیوسر (MAP_T) مشاهده و ثبت می‌شد. فشار متوسط شریانی در سیستم‌مانومتر (MAP_M) براساس فرمول $MAP_M = ⅓[(2\times DAP_M)+SAP_M]$ محاسبه گردید.[۵] فشار نبض Pulse Pressure (PP) در سیستم ترانسدیوسر (PP_T) توسط فرمول $PP_T=SAP_T-DAP_T$ و در سیستم مانومتر (PP_M) توسط فرمول $PP_M= SAP_M-DAP_M$ محاسبه گردید. با توجه به هدف مطالعه مبنی بر تعیین ارتباط فشار متوسط شریانی به‌دست آمده توسط دو روش اندازه‌گیری با مانومتر (متغیر مستقل) و اندازه‌گیری با transducer (متغیر وابسته) و با احتساب α=۰/۰۵ و ٪۹۵=power و مقادیر σ=۳/۹۹ (انحراف معیار خطای رگرسیون: خطای رگرسیون برای هر فرد معادل تفاوت بین پاسخ مشاهده شده و پاسخ پیش‌بینی شده بر اساس متغیر مستقل می‌باشد) و σ_x=۱۴/۲۲ (انحراف معیار متغیر مستقل) که طی انجام مطالعهٔ پایلوت به‌دست آمده‌اند، جهت تشخیص λ=۰/۱ (شیب خط رگرسیون) به نمونه‌ای با حجم حداقل ۱۰۵ مرتبه اندازه‌گیری نیاز بود. تحلیل داده‌ها به کمک نرم‌افزار SPSS ویراست ۱۵ انجام گردید. برای تعیین ارتباط بین مقادیر دو سیستم از Paired t- test و برای تعیین ضریب همبستگی (R) از رگرسیون خطی استفاده گردید. برای بیان مقادیر بر حسب لزوم از میانگین (انحراف معیار) و دامنهٔ اطمینان ٪۹۵ استفاده شد.

یافته‌ها

این مطالعه بر روی هفت بیمار در یک بیمارستان معتبر دانشگاهی در شهر تهران در پائیز ۱۳۸۶ انجام پذیرفت. برای هر بیمار ۱۵ مرتبه مقادیر فشار خون شریانی به‌طور همزمان توسط هر دو سیستم ترانسدیوسر یا سیستم مانومتر ثبت گردید (در مجموع ۱۰۵ اندازه‌گیری). SAP_T به‌طور متوسط ۲۲mmHg بیشتر از SAP_M بوده و DAP_T به‌طور متوسط ۱۵mmHg از DAP_M کمتر می‌باشند، اما MAP_T و MAP_M فقط ۲mmHg اختلاف دارد، این تفاوت همانند تفاوت‌های مذکور در SAP و DAP و فشار نبض بین دو سیستم (۳۷mmHg) از لحاظ آماری معنی‌دار می‌باشند (جدول ۱). مقادیر SAP_M و MAP_M و DAP_M دارای همبستگی بسیار بالایی با MAP_T می‌باشند (به‌ترتیب با R=۰/۹۶۶ و R=۰/۹۶۵ و R=۰/۹۵۵) که بیشترین ضریب همبستگی از آن SAP_M می‌باشد. با آنالیز رگرسیون خطی، رابطهٔ بین SAP_M و MAP_T طبق معادلهٔ $MAP_T = (۱/۰۳ \times SAP_M) - ۷/۳۴$ قابل پیش‌بینی می‌باشد (جدول ۲). دامنهٔ اطمینان ٪۹۵ برای ضریب زاویهٔ این معادله ۱/۰۸-۰/۹۸ و برای عرض از مبدأ آن ۱۱/۷۰- - ۲/۹۸- می‌باشد. رابطهٔبین MAP_M و MAP_T طبق‌معادلهٔ $MAP_T=(۱/۱۰ \times MAP_M)-۹/۸۵$ قابل پیش‌بینی می‌باشد. دامنهٔ اطمینان ٪۹۵ برای ضریب زاویهٔ این معادله ۱/۱۶-۱/۰۴ و برای عرض از مبدأ آن ۱۴/۴۲- - ۵/۲۹- می‌باشد. مقادیر SAP_M و MAP_M و DAP_M و PP_M با سایر متغیرهای سیستم ترانسدیوسر بجز MAP_T همبستگی مناسبی ندارند (R<۰/۸۷۰) گرچه اکثراً از لحاظ آماری معنی دار شده‌اند (جدول ۲).

جدول-۱: میانگین مقادیر فشار سیستولیک، دیاستولیک و متوسط شریانی و فشار نبض در دو سیستم ترانسدیوسر و مانومتر در ۱۰۵ اندازه‌گیری همزمان. (میلی‌متر جیوه)

	سیستم ترانسدیوسر (T) *	سیستم مانومتر (M) •	میزان تفاوت (فاصله اطمینان ٪۹۵)
فشار سیستولیک شریانی (SAP)	۱۰۲ (۲۶)	۸۰ (۱۴)	۲۲ (۲۶ – ۱۹) **
فشار متوسط شریانی (MAP)	۷۵ (۱۵)	۷۷ (۱۳)	۲ (۳ – ۱)
فشار دیاستولیک شریانی (DAP)	۶۰ (۱۲)	۷۵ (۱۳)	۱۵ (۱۶ – ۱۳)
فشار نبض (PP)	۴۲ (۲۴)	۵ (۴)	۳۷ (۴۱ – ۳۳)

* (انحراف معیار) میانگین ** p<۰/۰۰۱

SAP=Systolic Arterial Pressure; MAP=Mean Arterial Pressure; DAP=Diastolic Arterial Pressure; PP=Pulse Pressure

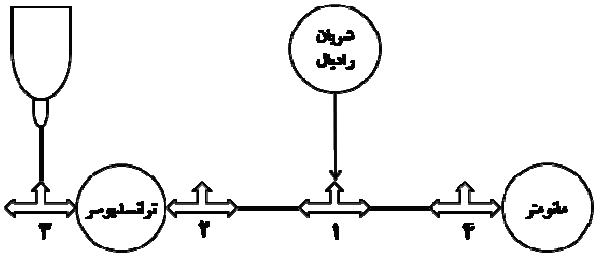
[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

جدول-۲: ضریب همبستگی Pearson بین فشار سیستولیک، دیاستولیک و متوسط شریانی و فشار نبض در دو سیستم ترانسدیوسر و مانومتر در ۱۰۵ اندازه‌گیری همزمان.

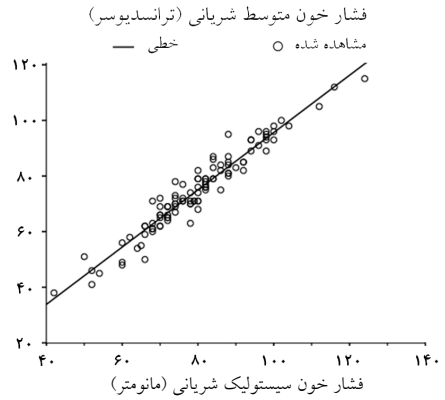
ترانسدیوسر (T) / مانومتر (M)	فشار سیستولیک شریانی (SAP)	فشار متوسط شریانی (MAP)	فشار دیاستولیک شریانی (DAP)	فشار نبض (PP)
فشار سیستولیک شریانی (SAP)	۰/۷۸۸ *	۰/۹۶۶ •	۰/۸۰۳ •	۰/۴۴۵ •
فشار متوسط شریانی (MAP)	۰/۷۱۹ •	۰/۹۶۵ •	۰/۸۵۲ •	۰/۳۴۶ •
فشار دیاستولیک شریانی (DAP)	۰/۶۷۷ •	۰/۹۵۵ •	۰/۸۶۹ •	۰/۲۹۲ •
فشار نبض (PP)	۰/۷۰۱ •	۰/۴۰۱ •	۰/۰۶۳	۰/۷۲۶ •

* $p<0/001$

SAP=Systolic Arterial Pressure; MAP=Mean Arterial Pressure; DAP=Diastolic Arterial Pressure; PP=Pulse Pressure



شکل-۱: طرح شماتیک چینش دو سیستم ترانسدیوسر و مانومتر. سه‌راهی‌های موجود در سیستم با ارقام یک الی چهار در شکل نام‌گذاری شده‌اند.



شکل-۲: رابطهٔ خطی بین فشار سیستولیک شریانی اندازه‌گیری شده با مانومتر و فشار متوسط شریانی اندازه‌گیری شده با ترانسدیوسر

بحث

بر اساس مطالعهٔ پایش حوادث استرالیا (Australian Incident Monitoring Study) در سال ۱۹۹۳ ارجحیت پایش مستقیم فشار شریانی بر تکنیک‌های غیر مستقیم پایش در تشخیص زود هنگام افت فشار شریانی حین عمل تأیید گردیده است.[۲] با توجه به محدودیت در عرضهٔ سیستم‌های پایش تهاجمی فشار شریانی و اجزای یک‌بار مصرف این سیستم‌ها و خدمات بعد از فروش ناکافی در کشور ما، کاربرد آنها در اکثر اتاق‌های عمل یا بخش‌های مراقبت‌های ویژه رواج زیادی پیدا نکرده است و پایش فشار شریانی توسط سیستم‌های غیر تهاجمی (non-invasive blood pressure monitoring) یا با فشارسنج دستی (اسفیگمومانومتر) انجام می‌گیرد. در صورت نیاز به پایش لحظه به لحظهٔ فشار شریانی در شرایط خاص، بسیاری از متخصصان بیهوشی و مراقبت‌های ویژه به ناچار از ابزاری ابتکاری بهره می‌جویند. به‌علل گوناگون این سیستم ساده در کتب مرجع مورد استقبال قرار نگرفته است و در نشریات معتبر بین‌المللی نیز به آن اشارهٔ کافی صورت نگرفته است، از جمله این که سوار کردن قطعات آن تا حدی سلیقه‌ای بوده و استانداردی جهت استفاده از آن و تفسیر نتایج آن موجود نیست؛ تعیین natural frequency و damping coefficient آن با روش‌های معمول میسر نبوده و لذا ارقام به‌دست آمده از آن قابل قضاوت نمی‌باشد؛ و نحوهٔ کالیبراسیون آن نیز به‌راحتی مقدور نیست. وجود هوا در اکستنشن تیوب در این سیستم باعث overdamped شدن بیش از حد آن می‌شود. در نتیجه دامنهٔ موج شریانی ثبت شده (فشار نبض) به‌طور کاذب باریک شده گرچه فشار متوسط شریانی تقریباً دقیق باقی می‌ماند.[۵و۷] فشار شریانی در طول مسیر از ابتدای شریان آئورت به‌سمت آرتریول‌های دیستال و شرائین محیطی متغیر بوده و کاهش ماهیت ضربان‌دار بودن جریان خون (Pulsatile) به سمت دیستال، بر روی فشار سیستولیک و دیاستولیک شریانی و فشار متوسط شریانی تأثیر بسزایی دارد. ابزارهای تهاجمی پایش فشار شریانی نیز با تأثیر پذیری از محدودیت‌های فیزیکی سیستم خود همچون natural frequency و damping coefficient در هر یک از اجزای سیستم، در نمایش عدد واقعی فشار شریانی تفاوت دارند و معمولاً underdamped می‌باشند که باعث بالاتر نشان دادن فشار سیستولیک شریانی می‌گردد.[۵] البته با بهبود کیفیت مواد به‌کار رفته در اجزای سیستم در جهت افزایش natural frequency به بیش از ۱۲-۲۰Hz و کاهش damping coefficient به زیر ۰/۶ کیفیت و دقت این ابزارها افزایش یافته و تکرارپذیری (Reproducibility) آنها قابل قبول شده است.[۵] لذا با توجه به تفاوت در ارقام قرائت‌شدهٔ فشار شریانی بسته به محل‌های مختلف کانولاسیون شریانی و نوع سیستم

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

به‌کار رفته، بیش از آنکه توجه به رقم دقیق سیستولیک، دیاستولیک و متوسط یک فشار شریانی اهمیت داشته باشد، توجه به روند تغییرات این مقادیر در طول زمان حائز اهمیت می‌باشد. لذا در این مطالعه با پذیرش کلیهٔ این نقایص تئوریک مذکور، سعی شد با ارائهٔ یک پروتوتیپ از این سیستم و مقایسهٔ آن با یک استاندارد طلایی همچون یک سیستم تهاجمی پایش فشار شریانی توسط ترانسدیوسر، میزان کارایی این سیستم ساده ارزیابی شده و میزان همخوانی نتایج آن با سیستم‌های ترانسدیوسری استاندارد به‌دست آمده و برای تخمین مقادیر واقعی فشار شریانی از روی ارقام قرائت‌شده روی مانومتر فرمولی ارائه گردد. گرچه هر یک از متغیرهای فشار سیستولیک، دیاستولیک و متوسط شریانی دارای تفسیر و معنای متفاوتی می‌باشند اما در این بین پرفیوژن ارگان‌ها با فشار متوسط شریانی ارتباط تنگ‌تری داشته و پایش آن ارزشمندتر می‌باشد.[5] تفاوت مقادیر فشار سیستولیک و دیاستولیک شریانی قرائت‌شده توسط دو سیستم مانومتر و ترانسدیوسر در این مطالعه از لحاظ آماری و بالینی چشمگیر می‌باشند، اما فشار متوسط شریانی با دو میلی‌متر جیوه اختلاف بین دو سیستم گرچه از لحاظ آماری معنی‌دار شده است ولی این میزان تفاوت ناچیز از لحاظ بالینی به راحتی قابل اغماض می‌باشد. در نتیجه می‌توان با محاسبهٔ فشار متوسط شریانی در سیستم مانومتر با اطمینان قابل قبولی فشار متوسط شریانی ارائه شده در سیستم ترانسدیوسر را پیش‌بینی نمود. به‌علاوه، همان‌طور که اشاره گردید می‌توان با استفاده از فرمول $MAP_T = (1/10 \times MAP_M) - 9/85$ به‌طور دقیق‌تری فشار متوسط شریانی ارائه شده در سیستم ترانسدیوسر را از روی فشار متوسط شریانی محاسبه شده در سیستم مانومتر پیش‌بینی نمود. در هر دو روش اخیر باید ابتدا فشار متوسط شریانی را در سیستم مانومتر محاسبه نمود که به‌خصوص با توجه به نیاز مکرر به انجام آن در طی عمل جراحی و احتمال انجام خطا در محاسبه روش مناسبی نمی‌باشد. خوشبختانه نتایج این مطالعه نشان‌دهندهٔ همبستگی بهتر SAP_M (نسبت به MAP_M) با MAP_T می‌باشد، بدین‌صورت که با فرمول $MAP_T = (1/03 \times SAP_M) - 7/34$ می‌توان از روی فشار سیستولیک قرائت‌شده در سیستم مانومتر، فشار متوسط شریانی ارائه‌شده در سیستم ترانسدیوسر را تخمین زد (شکل ۲). در این روش SAP_M به‌راحتی از روی بالاترین محل نوسان عقربهٔ مانومتر خوانده شده و (با فرض ضریب ۱/۰۳ معادل ۱/۰۰) با کسر حدود ۷–۵ میلی‌متر جیوه از آن MAP_T را می‌توان با دقت بسیار خوبی تخمین زد. به‌طور مثال اگر SAP_M قرائت‌شده معادل ۱۰۰mmHg باشد MAP_T معادل ۹۵/۶۶mmHg =۷/۳۴– (۱۰۰ × ۱/۰۳) تخمین زده می‌شود. البته مجدداً تأکید می‌شود که چینش و آماده سازی اجزای سیستم باید معادل آنچه که در این مقاله ارائه شده است باشد تا نتایج این مطالعه قابل تعمیم گردد. جدا از امکان تخمین عدد دقیق MAP_T از روی SAP_M همان‌طور که بالاتر اشاره شد، امکان پایش تغییرات فشار شریانی از اهمیت بیشتری برخوردار است. با توجه به ضرایب همبستگی بسیار بالای SAP_M و MAP_M و DAP_M با MAP_T می‌توان از تغییرات هر یک به‌عنوان نشانه‌ای از نحوهٔ تغییرات MAP_T کمک گرفت، البته SAP_M با داشتن R=۰/۹۶۶ بیش از MAP_M و DAP_M قابل اعتماد بوده، ضمناً قرائت آن راحت بوده و مانند MAP_M نیاز به محاسبه ندارد. با شستشوی مسیر در سیستم ترانسدیوسر و شستشوی مسیر شریانی با سرم سالین نرمال (Flushing) پاسخ دینامیک سیستم افزایش می‌یابد.[5] در این مطالعه، بر خلاف تجربهٔ رایج، از سرم سالین نرمال به‌تنهایی و بدون آغشتن به هپارین استفاده گردید چرا که برای فلاش این مسیرها، استفاده از سرم سالین حاوی هپارین ارجحیتی بر سرم سالین نرمال نداشته و خطر ترومبوسیتوپنی ناشی از هپارین را افزایش می‌دهد.[8] از آنجا که دمای محیط روی natural frequency و damping coefficient اکستنشن تیوب‌ها تاثیر می‌گذارد،[5] همهٔ اکستنشن تیوب‌های مورد استفاده در دو گروه چه پیش از استفاده و چه در حین استفاده، در درجه حرارت یکسانی قرار داشتند تا تاثیر شرایط محیط بین دو گروه مساوی باشد. ضمناً درجه حرارت محیط نگهداری در انباری (۲۴ تا ۲۶ درجهٔ سانتیگراد) و دمای اتاق عمل (۲۲ تا ۲۴ درجهٔ سانتیگراد) در این مطالعه مشابه اکثر اتاق‌های عمل‌های مشابه بوده و نتیجتاً در تعمیم یافته‌های این مطالعه به سایر محیط‌های مشابه از جهت دمای محیط مانعی وجود ندارد. نکتهٔ حائز اهمیت در این مطالعه، الزام به استریل نمودن مانومتر در اتوکلاو پیش از استفاده آن می‌باشد که تأکید بر این مهم در مطالعات آتی یا مصارف بالینی با مضمون این مطالعه از شروط اولیه رعایت حقوق بیماران می‌باشد. این مطالعه به نوبهٔ خود اولین مطالعه‌ای است که به‌طور سیستماتیک به مقایسهٔ سیستم پایش تهاجمی فشار شریانی توسط مانومتر با سایر سیستم‌های ترانسدیوسری می‌پردازد. در این مطالعه سعی در کالیبراسیون هیچ‌یک از سیستم‌ها به‌عمل نیامد زیرا

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

انجام کالیبراسیون برای سیستم‌های ترانسدیوسری با توجه به کیفیت بالای آنها ضروری نبوده[5] و در سیستم مانومتر هم با توجه به استفاده از یک مانومتر نو فرض بر صحت کالیبراسیون آن گذاشته شد. لذا جهت تکمیل این مطالعه می‌توان در مطالعات مشابه بعدی به کالیبراسیون سیستم‌ها توجه بیشتری نمود. ضمناً با این فرض که هرگونه تغییر در اجزای سیستم، ثانویه به تغییر در natural frequency و damping coefficient کل سیستم باعث تغییر در دقت و کارایی آن می‌شود می‌توان با تغییر در طول اکستنشن تیوب یا میزان مایع داخل آن چینش‌های مختلف این سیستم را مقایسه نمود. مجدداً تأکید می‌گردد که نتایج به‌دست آمده در این مطالعه صرفاً با چینش و Leveling سطح مایع به‌کار رفته در همین مطالعه قابل تفسیر و تکرار پذیر می‌باشد، چرا که با تغییر در میزان مایع داخل تیوب یا تغییر Leveling سطح مایع یا تغییر چینش اجزای سیستم، نتایج متفاوتی به‌دست خواهد آمد. خصوصاً اینکه متأسفانه در روش مرسوم عملاً Leveling با در نظر گرفتن محل فشارسنج غیرتهاجمی و مانومتر آن و بدون توجه به سطح مایع انجام می‌شود. با پایش تهاجمی فشار سیستولیک شریانی توسط سیستم مانومتر می‌توان با دقت قابل قبولی فشار متوسط شریانی بیمار را تخمین زده و تغییرات آن را پایش نمود. *سپاسگزاری:* نویسندگان این مقاله از همکاری آقای دکتر جلیل مکارم در این مطالعه صمیمانه سپاسگزاری می‌نمایند.

References

1. Kleinman B, Powell S, Gardner RM. Equivalence of fast flush and square wave testing of blood pressure monitoring systems. *J Clin Monit* 1996; 12: 149-54.
2. Polanco PM, Pinsky MR. Practical issues of hemodynamic monitoring at the bedside. *Surg Clin North Am* 2006; 86: 1431-56.
3. Cockings JG, Webb RK, Klepper ID, Currie M, Morgan C. The Australian Incident Monitoring Study. Blood pressure monitoring: applications and limitations: an analysis of 2000 incident reports. *Anaesth Intensive Care* 1993; 21: 565-9.
4. Pinsky MR, Payen D. Functional hemodynamic monitoring. *Crit Care* 2005; 9: 566-72.
5. Mark J, Slaughter T. Cardiovascular monitoring. In: Miller's Anesthesia. Miller R, editor. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2005. p. 1265-67.
6. Magder S. Invasive Intravascular Hemodynamic Monitoring: Technical Issues. *Critical Care Clinics* 2007; 23:401-414.
7. Mark JB. Atlas of Cardiovascular Monitoring. New York: Churchill Livingstone; 1998.
8. Slaughter T, Greenberg C. Heparin-associated thrombocytopenia and thrombosis. Implications for perioperative management. *Anesthesiology* 1997; 87: 667-75.

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]

Tehran University Medical Journal; Vol. 66, No. 11, Feb 2009: 814-820

Estimating mean arterial pressure during invasive monitoring using manometer

Gholam Alemohammad M.
Rahimi E.*

Department of Anesthesiology and Critical Care, Imam Khomeini Hospital

Tehran University of Medical Sciences

Received: May 04, 2008 Accepted: July 08, 2008

Abstract

Background: Direct monitoring of arterial pressure using a transducer system is not affordable in most operating rooms and ICU wards in Iran. It is, however, possible to use an aneroid manometer instead, but it is not standardized yet, nor studied enough; and its measurements may not be interpretable.

Methods: To study the correlation of the arterial pressure readings between a manometer and a transducer system, systolic and diastolic arterial pressure was measured 105 times using both systems via arterial cannulation in seven patients during surgery. Mean arterial pressure was directly recorded in the transducer system, while it was calculated in the manometer system. In the manometer system, the extension tube was filled with saline halfway from the patient and the other empty end was connected to a manometer. The transducer and the air-fluid interface in the extension tube were positioned at same level. Correlation of the arterial pressures between the systems was tested using linear regression and Pearson correlation.

Results: Mean arterial pressure differed by 2 (1-3) mmHg [mean (CI 95%)] between the systems, however, pulse pressure was lower in the manometer system by 37 (33-41) mmHg. The mean arterial pressure in the transducer system (MAP_T) correlated well and linearly with the systolic arterial pressure in the manometer system (SAP_M) by R=0.966. Therefore, MAP_T can be regarded as a function of SAP_M through the following formula: $MAP_T = (1.03 \times SAP_M) - 7.34$.

Conclusion: The mean arterial pressure in the transducer system can be reliably estimated by monitoring the systolic arterial pressure in the manometer system.

Keywords: Arterial pressure, invasive monitoring, manometer, transducer.

* Corresponding author: Dept. of Anesthesiology and Critical Care, Imam Khomeini Hospital, Keshavarz Blvd., Tehran, IRAN
Tel: +98-912-3838464
email: medlars@gmail.com

[Downloaded from tumj.tums.ac.ir on 2024-07-28]