

بررسی رابطه بین تغییرات فشار خون شریانی و مختصات موج پلتیسموگرام پالس اکسی متر

دکتر محمد گلپور^۱، دکتر حسین نداف‌نیا، دکتر محمود سقائی

چکیده مقاله

مقدمه. پالس اکسی متر یکی از مانیتورینگ‌های اساسی و استاندارد حین بیهوشی و واحدهای مراقبت‌های ویژه است که موج نبض (پلتیسموگرام) بیمار را نیز نشان می‌دهد. در تحقیقی که قبلاً انجام شده است تأثیر تغییر حجم خون بر روی موج نبض بررسی گردیده است و مشخص شده است که با این وسیله می‌توان درجات حتی خفیف هیپوولمی را در بیمار تشخیص داد. تأثیر درجات مختلف فشار خون بدون وجود هیپوولمی بر روی موج پلتیسموگرام تا بحال مورد تحقیق قرار نگرفته است و این احتمال وجود دارد که خود هیپوتانسیون صرف نظر از هیپوولمی بتواند موجب تغییرات موج پلتیسموگرام شود. در تحقیق حاضر تأثیر درجات هیپوتانسیون ایجاد شده بوسیله داروهای هیپوتانسیو بر روی منحنی پلتیسموگرام پالس اکسی متر بررسی شده است.

روشها. ۳۳ بیمار ASA I (American Society Anesthesiology) کاندید جراحی ماستوئیدکتومی تحت مطالعه قرار گرفتند جهت تمامی بیماران هیپوتانسیون کنترل‌ه با حداکثر افت فشار خون معادل 50 mmHg کمتر از فشار خون شریانی پایه بیمار و حداقل فشار متوسط شریانی حین عمل 60 mmHg بوسیله انفوزیون نیتروپروساید سدیم ایجاد شد.

سپس در سطوح مختلف فشار خون مختصات موج پلتیسموگرام از قبیل پهنا - ارتفاع - شیب - سطح و غیره ثبت گردید. سپس ارتباط بین تغییرات فشار خون و تغییرات ایجاد شده در مختصات موج پلتیسموگرام به کمک آنالیز رگرسیون خطی بررسی گردید.

نتایج. مختصه Δ down (Ventilatory Systolic Variation) و VSV موج پلتیسموگرام با فشار خون سیستولیک ارتباط معنی‌دار داشتند سایر مختصات موج پلتیسموگرام با فشار خون ارتباطی نداشت.

بحث. در این مقاله تأثیر هیپوتانسیون فارماکولوژیک بر روی مختصات موج پلتیسموگرام بررسی شده است. مانند نتایج مطالعه قبلی که در مورد ایجاد هیپوولمی کنترل شده بود فقط مختصه Δ down و VSV موج پلتیسموگرام با فشار خون سیستولیک در ارتباط بودند. بنابراین نتیجه‌گیری می‌شود که در حضور هیپوتانسیون فارماکولوژیک از روی تغییرات موج پلتیسموگرام نمی‌توان وجود هیپوولمی را تشخیص داد.

● واژه‌های کلیدی: پالس اکسی متر - پلتیسموگرام - فشار خون شریانی - هیپوتانسیون - تنفس مکانیکی.

مقدمه

موج پلتیسموگرام پالس اکسی متر یک اندکس کیفی برای تغییرات حجم خون در انگشت می‌باشد تغییرات این موج در پاسخ به واژودیلایسیون به عنوان یک راهنما برای تعیین عمق بیهوشی بررسی شده است (۲۰۱). تغییرات فشار راه هوایی باعث تغییرات سیکنی روی این موج می‌شود که مشابه تغییرات در فشار خون سیستولیک در یک سیکل کامل تنفس مکانیکی می‌باشد (۲۰۲).

در طی تنفس مکانیکی بازگشت وریدی و afterload قلب راست به دلیل افزایش فشار داخل قفسه سینه کاهش می‌یابد، اما فشرده شده ریه باعث افزایش بازگشت وریدی و افزایش و برون ده قلب چپ خواهد شد. بنابراین، در طی تنفس مکانیکی فشار خون در طی دم افزایش و طی بازدم کاهش می‌یابد. اخیراً موج پلتیسموگرام برای حدس تغییرات حجم در حالت normotensive بررسی شده است و نشان داده شده است که هیپوولمی نورموتانسیو با اندازه‌گیری افزایش نسبی در جز Δ down (افزایش دامنه موج پالس اکسی متر از خط آینه در طی تنفس مکانیکی ریه‌ها) (ضمیمه را ملاحظه فرمائید) موج پالس اکسی متر مشخص می‌شود (۳).

قابل استفاده بودن این یافته از لحاظ کلینیکی به دلیل اینکه هیپوولمی همراه با درجات مختلفی از هیپوتانسیون می‌باشد محدود می‌باشد. اثر هیپوتانسیون روی موج پلتیسموگرام دقیقاً مشخص نشده است (۵۰۴). هیپوتانسیون به تنهایی ممکن است بدنال علل دیگر یا همراه هیپوولمی (مثل علل قلبی یا فارماکولوژیک) باشد. بنابراین تعیین هیپوولمی در حضور هیپوتانسیون با دیدن موج پلتیسموگرام ممکن است مشکل باشد. برای بررسی اثرات هیپوتانسیون فارماکولوژیک روی مختصات موج پلتیسموگرام، این مطالعه روی بیماران ASA I با بیهوشی عمومی همراه با هیپوتانسیون کنترل‌ه برنامه‌ریزی گردید.

روشها

۳۳ بیمار ASA I کاندید تمپانویلاستی با بیهوشی عمومی و هیپوتانسیون کنترل‌ه تحت مطالعه قرار گرفتند. بیماران با سابقه بیماری‌های قلبی - ریوی و کلیوی از مطالعه حذف گردیدند. محلول رینگر لاکتات 10cc/kg قبل از

۱- گروه بیهوشی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی استان اصفهان، اصفهان

شد تا بدیت ترتیب از beat to beat variability موج‌ها کاسته گردید. اجزای موج پلتیسموگرام و فشار خون شریانی هر جا که حداقل پنج میلی‌متر جیوه فشار متوسط شریانی نسبت به اندازه‌گیری قبل افت نشان داد اندازه‌گیری شد که به آن یک مورد اندازه‌گیری اطلاق گردید. به ازای هر مورد اندازه‌گیری درصد تغییرات اجزای موج پلتیسموگرام و فشار خون نسبت به مقدار پایه آنها محاسبه شد.

ضریب همبستگی پیرسون (r) بین درصد تغییرات هر جز موج با درصد تغییرات فشار خون شریانی (سیستول - دیاستول - متوسط) محاسبه گردید. مقادیر پایه به صورت $\text{mean} \pm \text{SD}$ نمایش داده شدند.

پیش فرض توزیع نرمال کلیه متغیرهای مورد استفاده در آنالیز رگرسیون توسط آزمون تک نمونه‌ای smirnov-Kolmogorov تأیید گردید. $P < 0.05$ از لحاظ آماری معنی‌دار محسوب شد. آنالیز آماری با استفاده از کامپیوتر با نرم‌افزار spss 10 انجام گرفت.

نتایج

۷۵ مورد از تغییرات امواج پلتیسموگرام با تغییرات فشار خون مربوطه آنها از ۱۸ زن و ۱۵ مرد تحت آنالیز قرار گرفتند. هر نمونه به صورت درصد تغییر از مقدار پایه محاسبه شد (جدول شماره ۱). توزیع درصد تغییرات فشار خون و اجزا امواج پلتیسموگرام تفاوت معنی‌داری با توزیع نرمال نداشتند. بجز برای تغییرات Δdown ، Δdown بقیه اجزا امواج پلتیسموگرام رابطه معنی‌داری با تغییرات فشار خون نداشتند. تغییرات Δdown ، Δdown رابطه معنی‌داری با تغییرات فشار خون سیستولیک داشتند (ضریب همبستگی تغییرات Δdown با فشار خون سیستولیک برابر 0.624 و ضریب همبستگی تغییرات Δdown (Ventilatory systolic variation) VSV با فشار خون سیستولیک برابر 0.614 بدست آمد) $P < 0.001$ لکن تغییرات up با فشار خون سیستولیک، متوسط و دیاستولیک رابطه معناداری نداشت همچنین تغییرات Δdown و VSV با فشار خون دیاستولیک و متوسط نیز رابطه معناداری نداشت. تغییرات E TCO₂ در طول مدت هیپوتانسیون حدود $3 \text{ mmHg} (1.4 \pm 0.5)$ بود که با تغییرات فشار خون شریانی رابطه‌ای نداشت.

بحث

این مطالعه نشان می‌دهد که هیپوتانسیون فارماکولوژیک بدون هیپوولمی می‌تواند باعث تغییرات Δdown ، VSV، موج پلتیسموگرام شود که شبیه تغییراتی است که در طی هیپوولمی به تنهایی دیده می‌شود. دلیل این موضوع رابطه قوی منفی بین تغییرات فشار خون سیستولی و تغییر VSV، Δdown می‌باشد. که با ایجاد هیپوتانسیون بیشتر تغییرات تنفس بیشتری در موج پلتیسموگرام ایجاد خواهد شد. این افزایش تغییر تنفسی بیشتر به علت جز Δdown می‌باشد که مشابه اثرات هیپوولمی روی موج پلتیسموگرام می‌باشد (۲ و ۷ و ۸).

اینداکشن بیهوشی برای بیماران انفوزیون گردید. Induction بیهوشی با تیوپنتال سدیم 5 mg/kg و فنتانیل 2 $\mu\text{g}/\text{kg}$ و پاولون 0.1 mg/kg انجام شد. و به دلیل آن تنفس کنترل با ماسک و سپس اینتوباسیون انجام گردید. ادامه بیهوشی با هالوتان ۱ درصد و 50% N₂O و O₂ برقرار گردید.

سولفات مرفین 0.1 mg/kg داده شد. تنفس مکانیکی کنترل شده با حجم تنفسی 10 cc/kg و تعداد ۱۰ تنفس در دقیقه شروع گردید. سپس برای رسیدن به ETco₂ بین 38 تا 34 میلی‌متر جیوه تعدیل گردید (وتیلیاتور 808 sulla، دراگر لوپک - آلمان) بعد از رسیدن ETco₂ به این حدود (قبل از شروع هیپوتانسیون کنترل) حجم دقیقه‌ای در طی هیپوتانسیون کنترل ثابت نگه داشته شد. انفوزیون رینگر لاکتات با سرعت 4 cc/kg در ساعت ادامه یافت.

بعد از برش پوست و نمایان شدن استخوان ماستویید (حدود ۲۵ تا ۲۵ دقیقه بعد از ایندکشن بیهوشی) هیپوتانسیون کنترل با نیتروپروساید سدیم با دوز 0.5 $\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ شروع می‌شد. و سپس تا رسیدن به فشار متوسط شریانی 60 میلی‌متر جیوه طوری که بیشتر از 50 mmHg از فشار پایه متوسط شریانی کاسته نشود دوز نیتروپروساید افزایش داده شد.

مونیتورینگ ECG و پالس اکسی متر در تمام بیهوشی انجام شد، اندازه‌گیری فشار خون شریانی غیرتهاجمی (NIBP) با یک کاف مناسب در بازوی راست انجام شد. یک پروب پالس اکسی متر حلقوی به انگشت نشانه دست چپ متصل شد. پروب و انگشت با یک ولباند پوشانده شد تا حرکت پروب و کاهش دما نداشت باشیم.

قبل از شروع هیپوتانسیون، فشار خون شریانی ETco₂ و اجزای موج پلتیسموگرام پالس اکسی متر (ضمیمه) ثبت شد.

امواج پلتیسموگرام از صفحه مونیتور با یک دوربین فیلمبرداری ثابت از فاصله 50 سانتیمتری با zoom ثابت فیلمبرداری شد این شرایط فیلمبرداری در کل بیهوشی ثابت نگه داشته شد. دوربین فیلمبرداری به کامپیوتر دارای کارت متصل شد. و با استفاده از وسایل مختلف برنامه paint اجزا امواج پلتیسموگرام محاسبه گردید.

ventilatory systolic variation (VSV) به عنوان فاصله عمودی بین ماکزیمم و مینیمم پیک امواج در طی یک سیکل تنفسی کامل محاسبه شده خط آینه با کشیدن یک خط افقی روی امواج طی یک دوره کوتاه آینه تعیین شد.

فاصله عمودی بین پیک‌های ماکزیمم و مینیمم امواج تا خط آینه به عنوان Δdown ، Δup به ترتیب اندازه‌گیری شد. ارتفاع و عرض امواج پلتیسموگرام همراه با زاویه شروع و خاتمه (به درجه) اندازه‌گیری شد. همه اندازه‌های افقی و عمودی با استفاده از واحد پیکسل کامپیوتر اندازه‌گیری شدند. سطح زیر منحنی موج براساس تعداد کل پیکسل زیر یک موج محاسبه گردید.

میانگین تمام اجزا موج در طی ۳ سیکل تنفس قبل از شروع آینه محاسبه

جدول ۱. اطلاعات مربوط به بیماران و تغییرات فشار خون و اجزا موج پلتیسموگرام

حد اقل	حد اکثر	متوسط \pm انحراف معیار	سن و سال
۱۹	۸۹	۲۲/۵ \pm ۱۱/۵	وزن (کیلوگرم)
۴۵	۸۵	۶۸ \pm ۱۰	قد (سانتیمتر)
۱۵۵	۱۸۵	۱۷۰ \pm ۸	فشار خون شریانی و ضربان قلب سیستولیک (میلیمتر جیوه)
۹۱	۱۴۸	۱۱۴ \pm ۱۴	دیاستولیک (میلیمتر جیوه)
۴۵	۹۶	۶۷ \pm ۱۴	متوسط (میلیمتر جیوه)
۶۷	۱۲۹	۸۶ \pm ۱۷	ضربان قلب (در دقیقه)
۶۰	۱۱۰	۸۷ \pm ۱۴	اجزای موج پلتیسموگرام
۲۰	۱۲۰	۸۰ \pm ۲۵	ارتفاع (بیکسل)
۱۰	۶۰	۴۰ \pm ۶	پهنای (بیکسل)
۶۰۰	۳۲۶۰	۱۲۵۰ \pm ۲۵۰	مساحت (بیکسل)
۶۳	۸۶	۸۰ \pm ۵	زاویه چپ (بیکسل)
۳۴	۸۱	۶۷ \pm ۹	زاویه راست (بیکسل)
۶	۲۵	۲۸ \pm ۱۰	Δ down (بیکسل)
۸	۴۲	۲۲ \pm ۸	Δ down (بیکسل)
۱۶	۷۶	۵۸ \pm ۱۶	VSV (بیکسل)

VSV = Ventilatory systolic variation

را تشدید نماید (۱۱). تغییرات الاستیسیته دیواره شریانی در طی هیپوتانسیون فارماکولوژیک ممکن است همچنین باعث تغییرات بیشتر در اثر تنفس روی موج پالس اکسی متر شود (۱۲). اینکه آیا این تغییرات در طی هیپوولمی شدیدتر است یا طی هیپوتانسیون فارماکولوژیک در حیطه این مطالعه نبوده است. به علاوه مشخص نیست که آیا انواع دیگر هیپوتانسیون شبیه اثر نیتروپروساید اعمال اثر کنند.

در مطالعه قبلی با استفاده از موج فشار شریانی (نه موج پلتیسموگرام) نشان داده شده است که تغییرات تنفسی فشار سیستولی در طی خونریزی بیشتر از تغییر آن در طی ایجاد هیپوتانسیون در اثر نیتروپروساید سدیم بوده است (۷).

نهایتاً همانطور که آقای شمیر و همکارانش (۳) نشان داده‌اند، فقط اجزا Δ down و VSV موج پلتیسموگرام دچار تغییر در پاسخ به تغییرات گردش خون مثل هیپوولمی و هیپوتانسیون می‌شوند. افزایش دامنه یا سطح زیر منحنی در پاسخ به وازودیلاسیون آن طور که در مونوگراف‌های بعضی از پالس اکسی مترها مشخص شده در این مطالعه دیده نشده است.

موج پلتیسموگرام یک موج بدون مقیاس می‌باشد و بنابراین جهت استفاده مستقیم برای نفاسیر کلینیکی قابل استفاده نیست.

در مطالعه حاضر، تغییرات موج پلتیسموگرام با مقادیر پایه مقایسه شده است تا بر محدودیت خصوصیت کیفی موج پلتیسموگرام غلبه شود.

اثر حجم‌های تنفسی مختلف (مکانیکی یا خودبخود) روی تغییرات آینده مورد نظر قرار گیرد. تحقیقات آینده می‌تواند بر تولید انواع پیشرفته پالس اکسی متر باشد که حداقل برای مقاصد تحقیقاتی می‌تواند مفید باشد زیرا تغییرات موج پلتیسموگرام در پاسخ به تغییرات فشار راه هوایی در مونیتورهای پالس اکسی متر معمولی بقدر کافی بزرگ نیست که اجازه دید مستقیم را بدهد.

همچنین از نظر تکنیکی می‌توان یک مدار سخت‌افزار را در پالس اکسی متر تعبیه نمود بدین وسیله روندهای مختلف محاسباتی برای کشف تغییرات تنفسی در موج پلتیسموگرام را به صورت خودکار در آورد و سپس اطلاعات بدست آمده را روی مانیتور نمایش داد.

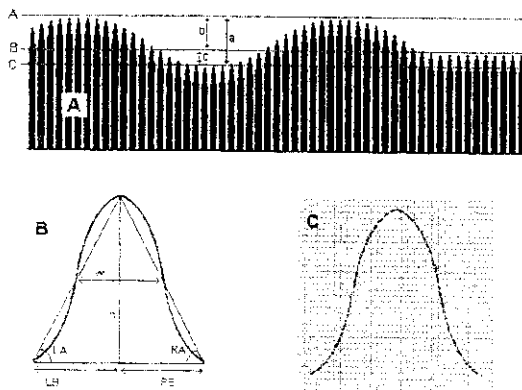
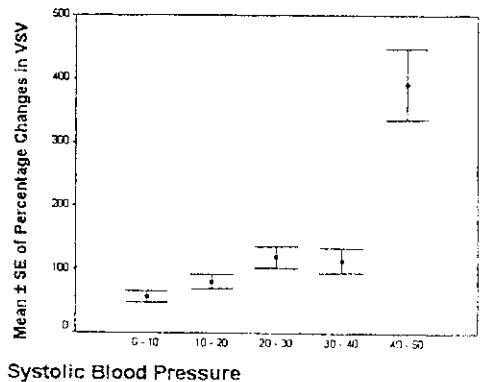
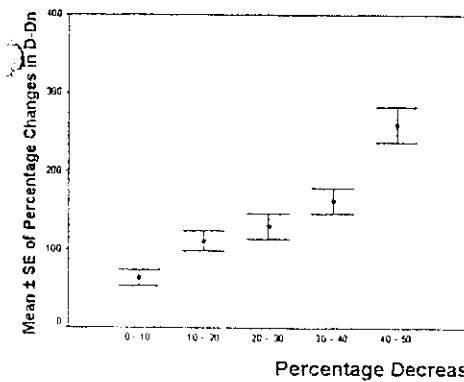
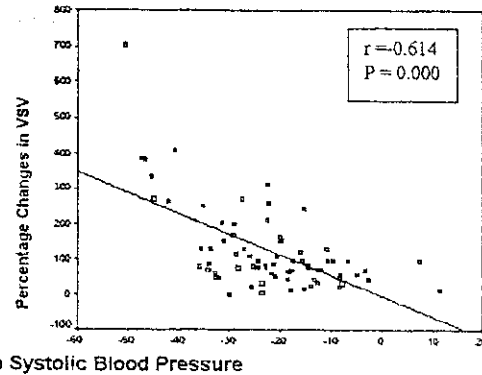
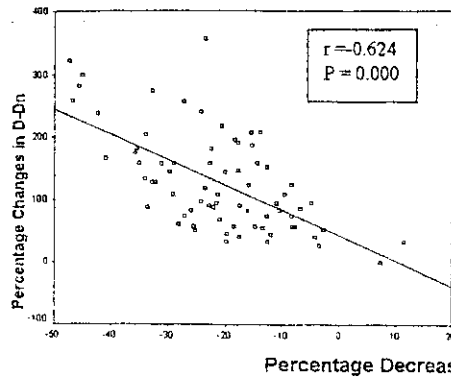
حتی می‌توان منحنی تغییرات این داده‌ها را در طول زمان و یا به عنوان تابعی از فشار خون نمایش داد.

در خاتمه نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که هیپوتانسیون فارماکولوژیک می‌تواند اثرات هیپوولمی نورموتاسیو را روی موج پلتیسموگرام تقلید کند. بنابراین در حضور هیپوتانسیون فارماکولوژیک نمی‌توان براساس یافته‌های موج پلتیسموگرام به وجود همزمان هیپوولمی پی برد.

این یافته تقریباً مشابه اثرات از دست دادن خون روی موج پلتیسموگرام است. بنابراین در حضور هیپوتانسیون از روی موج پلتیسموگرام نمی‌توان وجود هیپوولمی را بدرستی تعیین نمود.

اگر چه احتمالاً قسمتی از این پدیده به علت اثرات هیپوتانسیون فارماکولوژیک روی پره لود قلب به علت دیلاتاسیون وریدی است (۹)، لکن کاهش پره لود تنها مکانیسم آن نخواهد بود. ثابت بودن نسبی E_{TCo2} و غیر وابسته بودن آن به تغییرات فشار خون در این مطالعه فرضیه کاهش پره لود را تأیید نمی‌کند. ثابت بودن پره لود در این مطالعه ممکن است به علت اثرات نیتروپروساید سدیم باشد (که بیشتر باعث کاهش مقاومت عروق محیطی و after load بدون اثر مهمی روی برون ده قلب می‌شود) (۱۰).

هیپوتانسیون فارماکولوژیک ممکن است تغییرات afterload بطن چپ در پاسخ به تغییرات سیکی فشار داخل توراسیک همراه با تنفس مکانیکی



شکل ۱: error bars, scatter plots

مربوط به تغییرات در Δ_{down} و VSV به تغییرات فشار خون سیستولیک

اجزا اندازه گیری شده مختلف موج پالس اکسی متر

(A) امواج پلتیسموگرام برای اندازه گیری Δ_{up} و Δ_{down} و VSV

A=خطی است که مماس بر قله امواج کشیده شده است.

B=خطی است که بر قله امواج در طی آنچه کشیده شده است.

C=خطی است که مماس بر قسمت میانی قله امواج کشیده شده است.

a برابر با VSV یعنی تفاوت بین حداکثر و حداقل فشار سیستولی با تنفس می باشد.

b برابر با Δ_{up} و c برابر با Δ_{down} می باشد.

(B) اجزاء مختلف یک موج پالس اکسی متر:

W=پهنای موج از قسمت وسط عمودی موج h = خط عمودی موج = L/B = فاصله بین تقاطع خط عمودی با قاعده موج و شروع موج RB = فاصله بین تقاطع خط

عمودی با قاعده موج و انتهای موج A = زاویه شروع موج (h/LB) \tan RA = زاویه خاتمه موج (h/RB) \tan RB

(C) همه محاسبات عمودی و افقی براساس پیکسل بوده است. سطح زیر منحنی موج براساس تعداد کل پیکسل های زیر منحنی می باشد. هر مربع کوچک به منزله یک پیکسل است.

مراجع

- 1- Mattila M, Kurki T, Malinen S. Utilizing pulse oximetry in anesthesia. Monograph by Datex Corp, Helsinki, Finland, 1996.
- 2- Shelley KH, Murray WB, Chang D. Arteri. 11 pulse oximetry loops: a new method of monitoring vascular tone. *J Clin Monit* 1997; 13: 223-8.
- 3- Shamir M, Eidelman LA, Homan Y, et al. Pulse oximetry ple thysmographic waveform during changes in blood volume. *Br J Anaesth* 1999; 82: 17S-8.
- 4- Stengele E, Winkler F, Trenk D, et al. Digital pulse plethysmography as a non-invasive method for predicting drug-induced changes in left ventricular preload. *Eur J Clin Pharmacol* 1996; 50: 279-82.
- 5- Murray WB, Foster PA. The peripheral pulse wave: information overlooked. *Clin Monit* 1996; 12: 349-50.
- 6- Pere! A, Iizov R, Cotey S. Systolic pressure variation: a sensitive indicator of hypovolemia in ventilated dogs subjected to graded hemorrhage. *Anesthesiology* 1987; 67:498-502.
- 7- Pizov R, Yaáry Y, Perel A. Systolic pressure variation is greater during hemorrhage than during sodium nitroprusside-induced hypotension in ventilated dogs. *Anesth Analg* 1988;67:70-4.
- 8- Coriat 1, Vrillon M, Pere! A, et al. A comparison of systolic blood pressure variations and echocardiographic estimates of end-diastolic left ventricular size in patients after aortic surgery. *Anesth Analg* 1994; 78:46-53.
- 9- Schlant RC, Sagaris TS, Robertson R}. Studies of the acute cardiovascular effects of intravenous sodium nitroprusside. *Am} Cardiol* 1962; 9:5]-5.
- 10- Stoelting RK, Viegas O, Campbell RL. Sodium nitroprussideproduced hypotension during anesthesia and operation in the head-up position. *Anesth Analg* 1977;56:391-5.
- 11- Rooke CA, Schwid HA, Shapira Y. Systolic pressure variation in human during mechanical and spontaneous ventilation. *Anesth Analg* 1995;80:925-32.
- 12- Pizov R, Segal E, Kaplan L, et., 1. The use of systolic pressure variation in hemodynamic monitoring during deliberati hypotension in spine surgery. *J Clin Anesth* 1990;96-100.