

استفاده از تصاویر فراصدایی اکوکاردیوگرافی - داپلر بافتی برای تخمین غیرتهاجمی تنش وارد بر دیواره قلبی: افراد مبتلا به تنگی عروق کرونر

محمدجواد خسروانی پور^۱، منیژه مختاری دیزجی^{۱*}، فرشید فرهان^۲، رویا ستارزاده بادکوبه^۳

۱. گروه فیزیک پزشکی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۲. گروه رادیوترابی-انکولوژی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳. گروه کاردیولوژی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۲۰، پذیرش: ۱۳۹۹/۱۲/۱۲

چکیده

در این مطالعه، روشی برای تخمین غیرتهاجمی تنش (استرس) وارد بر دیواره قلبی در فاز دیاستول با استفاده از پردازش تصاویر فراصدای اکوکاردیوگرافی و داپلر بافتی ارائه می‌شود. هدف از مطالعه برآورد تنش دیواره قلب به عنوان علامتی برای شناسایی افراد مبتلا به تنگی عروق کرونر است. ۲۹ بیمار با تنگی بیش از ۷۰ درصد، ۳۰ بیمار با تنگی ۵۰ تا ۷۰ درصد و ۳۵ فرد سالم به عنوان گروه کنترل در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از فن‌های تصویربرداری فراصدایی اکوکاردیوگرافی دوبعدی، داپلر بافتی و داپلر تپی (پالسی)، متوسط تنش دیواره در سگمان‌های انتریور و سپتوم بین بطنی با توجه به ضخامت دیواره‌ها، ابعاد بطن چپ و فشار انتهای دیاستول به صورت غیرتهاجمی برآورد گردید. در نتایج تحلیل آماری تمایز معنی‌داری میان تنش برآورد شده در انتهای فاز دیاستول، بین گروه‌های بیمار با تنگی‌های شدید، متوسط و افراد سالم در تمامی سگمان‌های دیواره وجود دارد. بیماران مبتلا به گرفتگی‌های شدید در شریان کرونری نزولی قدامی چپ دارای تنش دیاستولیک بیش‌تری نسبت به بیماران با تنگی متوسط و افراد سالم هستند. میانگین افزایش تنش انتهای دیاستول در راستای طولی و شعاعی، با بروز تنگی متوسط در دیواره انتریور برابر ۱۲/۶ و ۱۳/۴ و با بروز تنگی شدید برابر ۵۷ و ۱۰۳ درصد هستند، در دیواره سپتوم میانگین افزایش تنش انتهای دیاستول در راستای طولی و شعاعی بر حسب درصد، با بروز تنگی متوسط برابر ۹/۱ و ۱۷/۶، و با بروز تنگی شدید برابر ۶۴ و ۶۳/۳ درصد هستند. بنابراین با بررسی تصویر فراصدایی و پردازش آن در بیماران با تنگی عروق کرونر، نشان داده شده که تنش دیواره در انتهای فاز دیاستول می‌تواند به عنوان یک شاخص مهم غیرتهاجمی، در ارزیابی عملکرد میوکارد قلبی مورد توجه قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: پردازش تصاویر فراآوایی، بیماری شریان کرونر، اکوکاردیوگرافی، تنش عضله دیواره بطن چپ.

۱. مقدمه

بیماری‌های قلبی-عروقی در اوایل دوره آن از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است. روش‌های مختلفی برای تصویربرداری از قلب وجود دارد، اما اکوکاردیوگرافی ترانس‌توراسیک^۱ اولین و متداول‌ترین روش تصویربرداری در ارزیابی و تشخیص بیماری‌های قلبی عروقی است [۲]. عملکرد بطن چپ یکی از مهم‌ترین عوامل پیش‌آگهی در بیماران مبتلا به بیماری عروق کرونر است. متخصصین قلب و فیزیولوژیست‌ها با توجه به این که تنش دیواره نقش مهمی در تغییر ساختار ناشی از نارسایی قلبی، مصرف اکسیژن میوکارد، رفتار مکانیکی چرخش خون کرونری و

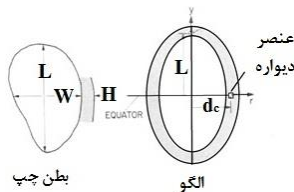
بیماری عروق کرونر به عنوان یک شکل حاد یا مزمن ناتوانی قلبی تعریف شده است که در اثر عدم تعادل بین تأمین و مصرف اکسیژن در عضلات قلبی توسط خون به دلیل انسداد شریان‌های عروق کرونر توسط پلاک آترواسکلروز رخ می‌دهد [۱]. این بیماری از راه‌های مختلفی مانند آنژین صدری، انفارکتوس میوکارد، آریتمی، نارسایی قلبی و یا مرگ خود را آشکار می‌سازد، اما بسیاری از افراد مبتلا به بیماری‌های قلبی عروقی هیچ نشانه‌ای مبنی بر رخداد بیماری ندارند. از این‌رو، تشخیص

¹ Transthoracic

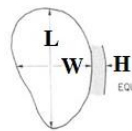
* نویسنده پاسخگو: mokhtarm@modares.ac.ir

$$\sigma_{yy} = - \left(\frac{rA}{a^r} \right) \left[\frac{1}{(d_c^r + 1)^{\frac{r}{r-1}}} \right] + B \quad (4)$$

که σ_{rr} تنش شعاعی، σ_{yy} تنش طولی، $d_c = \frac{W+H}{ra}$ شعاع داخلی دیواره سگمان بطن که با توجه به اندازه گیری ابعاد بطن چپ، محاسبه می گردد (شکل ۱).



(الف)



بطن چپ
(ب)

شکل ۱ (الف) نمایش هندسی و شبه سنج های الگو، (ب) نمایش هندسه واقعی بطن چپ.

شبه سنج های A و B بر مبنای فشار و ابعاد بطن چپ طبق روابط ۵ و ۶ حاصل خواهند شد.

$$A = \frac{-Pa^r}{1 + r \left(\frac{d_r}{a} \right)^r - \frac{1 + r \left(\frac{d_l}{a} \right)^r}{\left(\frac{d_r}{a} \right)^r \left[\left(\frac{d_r}{a} \right)^r + 1 \right]^{\frac{r}{r-1}} - \left(\frac{d_l}{a} \right)^r \left[\left(\frac{d_l}{a} \right)^r + 1 \right]^{\frac{r}{r-1}}} \quad (5)$$

$$B = \frac{-P \left(\frac{d_l}{a} \right)^r \left[\left(\frac{d_l}{a} \right)^r + 1 \right]^{\frac{r}{r-1}} \left[1 + r \left(\frac{d_l}{a} \right)^r \right]}{\left(\frac{d_l}{a} \right)^r \left[1 + r \left(\frac{d_l}{a} \right)^r \right] \left[\left(\frac{d_l}{a} \right)^r + 1 \right]^{\frac{r}{r-1}} - \left(\frac{d_r}{a} \right)^r \left[1 + r \left(\frac{d_r}{a} \right)^r \right] \left[\left(\frac{d_r}{a} \right)^r + 1 \right]^{\frac{r}{r-1}}} \quad (6)$$

به منظور محاسبه روابط ریاضی الگو، در فرایند اثبات، از سطوح هم تنش استفاده شده است که در طول آن تنش برشی صفر در نظر گرفته می شود و این نتیجه از اعمال شرایط به صورت، فشار بر سطح داخلی الگو برابر فشار خون بطن و در سطح خارج برابر صفر حاصل شده است. سطوح هم تنش داخلی و خارجی الگو با کسر (L/W) ، (L/H) و $(W/2)$ مشخص می شوند. به منظور تطابق الگوی هندسی از نظر اندازه با الگوی واقعی از شبه سنج

انقباض پذیری بطن دارد، به کمی سازی تنش دیواره علاقمند هستند. لذا الگوهای تحلیلی بر مبنای ویژگی های ماده و هندسه مسئله پیشنهاد شده اند [۳]. الگوهای دیواره نازک مانند لاپلاس، قادر به ارائه رابطه ای برای تنش شعاعی و تغییرات تنش در طول دیواره نبودند. دوگ-ساندلر (دی-اس)^۱ بر مبنای الگوی لاپلاس و در نظر گرفتن هندسه بیضی، روابطی را برای تنش در راستای محیطی و طولی پیشنهاد دادند. اما در الگوهای دیواره نازک، از تغییرات تنش در طول دیواره صرف نظر شده است. بنابراین الگوهای دیواره ضخیم پیشنهاد شدند که قابلیت محاسبه تنش شعاعی در طول دیواره را داشتند. میراسکای^۲ در الگوی بیضی دیواره ضخیم، میوکارد را به صورت الگوی کشسان همگن و همسان گرد در نظر گرفت که در طول دوره قلبی شکل بیضی خود را با دیواره هایی با ضخامت یکنواخت حفظ می کند. با توجه به فشار و ابعاد بطن چپ روابط زیر را برای تنش در راستای شعاعی و طولی ارائه نمود [۳]:

$$\sigma_r = - \left(\frac{P}{r} \right) \left(1 - \frac{r}{r_\phi} \right) \quad (1)$$

$$\sigma_\phi = P \left(\frac{r_\phi}{r} \right) \left(1 - \frac{h}{r} \right) \quad (2)$$

که σ_r و σ_ϕ به ترتیب بیانگر تنش شعاعی و طولی، r_ϕ شعاع داخلی دیواره میوکارد و h ضخامت دیواره هستند. ثابت بودن شکل و یکنواختی دیواره، موجب عدم توافق الگو نسبت به هندسه واقعی شد. قیستا-ساندلر (جی-اس)^۳ با توجه به تغییر ضخامت دیواره در طول دوره قلبی، تغییر هندسه حفره بطن در فازهای مختلف قلبی و همچنین در نظر گرفتن نیروهای خمشی و برشی دیواره، تقریب دقیق تری از هندسه بطن چپ ارائه نمود. بنابراین توزیع تنش به مقدار واقعی نزدیک تر می شود. لذا روابط زیر برای ارزیابی تنش دیواره پیشنهاد شد [۴]:

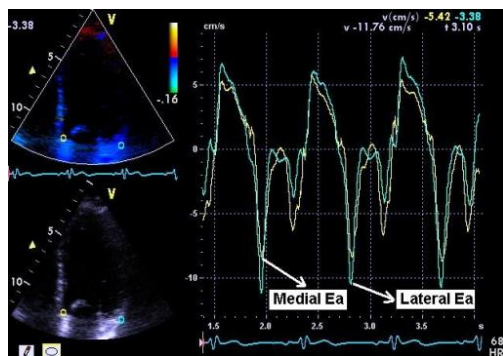
$$\sigma_{rr} = - \left(\frac{rA}{a^r} \right) \left[\frac{(rd_c^r + 1)}{d_c^r (d_c^r + 1)^{\frac{r}{r-1}}} \right] + B \quad (3)$$

¹ D-S; Dodge-Sandler

² Mirsky

³ G-S; Ghista-Sandler

بافتی توسط این سامانه فراهم شد. تصویربرداری بی-مُد هماهنگ (هارمونیک) با بسامد ارسالی ۱/۷ مگاهرتز و بسامد دریافتی ۳/۴ مگاهرتز و تصویربرداری داپلر بافتی با بسامد ۲/۴ مگاهرتز و آهنگ فریم بیش از ۱۵۰ فریم در هر ثانیه انجام شد. تمامی تصویربرداری‌ها و اندازه‌گیری‌ها به‌منظور کاهش خطا، حداقل در سه دوره قلبی تکرار شد. پردازش آفلاین تصاویر ثبت‌شده در سامانه اکوکاردیوگرافی با نرم‌افزار تحلیل کمی اکوپای سی^۵ انجام شد. با استفاده از این نرم‌افزار، وان عملکرد موضعی عضله میوکارد و سرعت حلقه میترا را با تعیین حجم نمونه، در طول دوره قلبی مطالعه نمود. تصاویر از نماهای اپیکال دو حفره‌ای و چهار حفره‌ای به‌منظور بررسی‌های کمی با توجه به دستورالعمل انجمن اکوکاردیوگرافی آمریکا در سه دوره قلبی ذخیره شدند [۸].



(الف)



(ب)

شکل ۲ (الف) اندازه‌گیری قله ابتدای دیاستول درپچه میترا
حاصل از تصاویر فراآوایی داپلر بافتی، (ب) قله ابتدای دیاستول
جریان خون با استفاده از داپلر .

اندازه استفاده شده است که برابر کسر شعاع داخلی دیواره بطن بر شعاع داخلی الگو (از تقاطع سطح هم تنش داخلی (L/W) با محور r حاصل می‌شود) می‌باشد [۵]. a بیانگر این شبه‌سنج الگو می‌باشد و طبق تقریب که در مطالعه هیوسمن و همکاران بیان شده، محاسبه گردیده است [۶]. بنابراین ارزیابی ویژگی‌های بطن چپ بر مبنای کمی‌سازی تنش دیواره مورد بررسی قرار گرفت [۵]. تنش دیواره را می‌توان در فاز دیاستول چرخه قلب برآورد کرد. با این حال، این محاسبه نیاز به اندازه‌گیری فشارخون بطن چپ دارد که به‌صورت غیرتهاجمی بایستی برآورد گردد. در این مطالعه به‌منظور برآورد فشارخون به‌صورت غیرتهاجمی در انتهای فاز دیاستول از تحقیق مولادوست و همکاران استفاده شد [۷]. هدف از این مطالعه ارزیابی تنش طولی و شعاعی دیواره در انتهای دیاستول به‌صورت غیرتهاجمی با استفاده از پردازش تصاویر فراآوایی اکوکاردیوگرافی، به‌عنوان یک شاخص بالینی به‌منظور تمایز بیماران با تنگی عروق کرونری است.

۲. مواد و روش‌ها

در این مطالعه ۹۴ داوطلب شرکت نموده‌اند. شرکت‌کنندگان با توجه به میزان تنگی شریان نزولی قدامی چپ ال‌ای دی^۱ در سه گروه افراد سالم (گروه کنترل)، بیماران دارای تنگی کرونر ال‌ای دی ۵۰-۷۰ درصد و بیماران مبتلا به تنگی کرونر ال‌ای دی محسوس با تنگی کرونر بالای ۷۰ درصد دسته‌بندی شدند. از تمامی بیماران شرکت‌کننده در این مطالعه، رضایت‌نامه کتبی مبنی بر حضور داوطلبانه در این طرح با تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تربیت‌مدرس اخذ شد. تصویربرداری‌های تحقیق حاضر توسط سامانه اکوکاردیوگرافی جی‌ای-وی‌واید^۲ مجهز به مبدل فراآوایی ایم‌۳ اس^۳ با آرایه فازی با ابعاد ۲۸×۲۰ میلی‌متر، با امکان تولید امواج فراآوایی در محدوده بسامدی ۱/۵ تا ۴ مگاهرتز با حداکثر عمق مورد بررسی ۱۲ تا ۱۶ سانتی‌متر انجام شد. امکان تصویربرداری به روش‌های دوبعدی بی-مُد^۴، ام-مُد^۵، داپلر و داپلر

^۱ LAD; Left Anterior Descending

^۲ GE-Vivid7; General Electric Vantage Release, Milwaukee, Wisconsin, USA

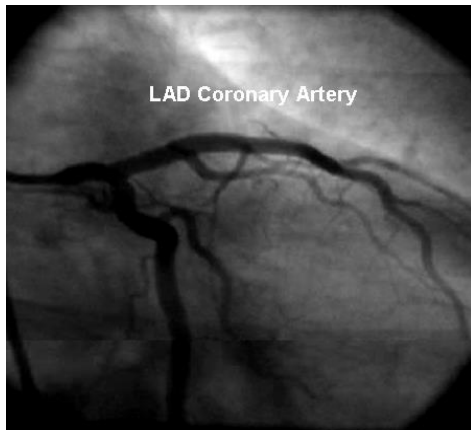
^۳ M3S

^۴ B-mode

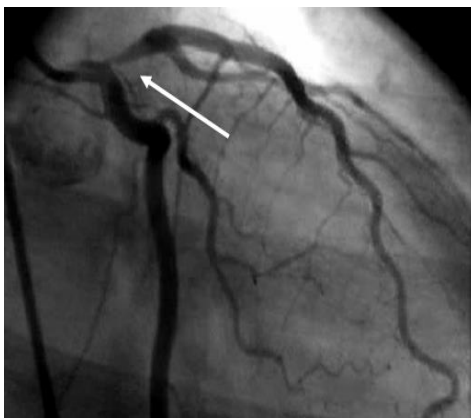
^۵ M-mode

^۶ EchoPAC; General Electric Vingmed, Milwaukee, Wisconsin, USA

کاتتر در ابتدای عروق کرونری قرار گرفت و با تزریق مواد حاجب به داخل عروق کرونر، حداقل در دو نمای رادیولوژیک تصویربرداری انجام شد. با بررسی تصاویر آنژیوگرافی، عروق کرونر مبتلا به تنگی تشخیص داده شدند (شکل ۴). درصد تنگی عروق کرونر با استفاده از مقایسه سطح مقطع محل تنگی با سطح مقطع قبل و بعد از تنگی، برآورد گردید.



(الف)

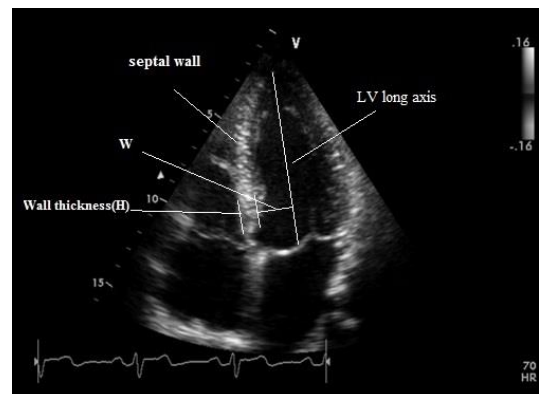


(ب)

شکل ۳ (الف) تصاویر آنژیوگرافی عروق کرونر. تصویر اِل ای دی بهنجار (نرمال). (ب) اِل ای دی با تنگی شدید که با فلش در تصویر نشان داده شده است.

تنش به عنوان تقسیم نیروی اعمال شده روی سطح مقطع اعمال نیرو تعریف می شود. تنش دیواره با توجه به ابعاد بطن چپ شامل شعاع انحنا و ضخامت دیواره در قسمت های مختلف و همچنین فشار بطنی محاسبه می شود [۴]. به منظور محاسبه ابعاد قلبی، تصاویر دوبعدی بی-مُد در انتهای فاز دیاستول فریز شدند و ابعاد

سرعت حلقه میترال جانبی با قرار دادن حجم نمونه در آن و حاصل شدن نیم رخ (پروفایل) سرعت، اندازه گیری شد (شکل ۲-الف). هم چنین در نمای چهار حفره ای با استفاده از داپلر تپی (پالسی)، همودینامیک جریان ورودی خون مانند سرعت قله (پیک) ابتدایی دیاستول، با قرار دادن حجم نمونه بین لتهای دریچه میترال حاصل شد (شکل ۲-ب). شعاع انحنا و ضخامت دیواره قدامی و سپتوم بین بطنی در قسمت های اپیکال، میانی و بیسال در نماهای اپیکال دو و چهار حفره ای در انتهای دیاستول اندازه گیری شدند. با استفاده از ای سی جی^۱ می توان انتهای دیاستول را مشخص کرد. در شکل ۳ نمای چهار حفره ای اپیکال حاصل شده از تصاویر دوبعدی بی-مُد فراآوایی و اندازه گیری شبه سنج ها نشان داده شده اند.



شکل ۳ اندازه گیری شعاع و ضخامت دیواره سپتوم بین بطنی در سگمان بیس، انتهای دیاستول در نمای چهار حفره ای اپیکال.

آنژیوگرافی توسط متخصص قلب انجام شد. سامانه آنژیوگرافی از نوع آکسیوم سنسز آر ت^۲، کاتتر از نوع ۷ اف فلود-فیلد پیتایل^۳ و حسگر فشار از نوع در گر^۴، هستند که توانایی ثبت فشار با قدرت تفکیک زمانی ۵ میلی ثانیه در محدوده ۱۰-۴۰۰ میلی متر جیوه و دقت ± 1 میلی متر جیوه را دارند. برای انجام آنژیوگرافی عروق کرونر، کاتتر با کمک سامانه فلورسکوپي از طریق شریان فمورال به طرف قلب هدایت می شود. در گام اول، کاتتر وارد بطن چپ شده و تغییرات فشار خون بطن چپ ثبت گردید. مرحله بعد

¹ ECG

² Siemens, Axiom Senses Artis, VC01E, Germany

³ 7F Fluid-filled pigtail; Millar Instruments, Houston, TX

⁴ Siemens, Drager, Germany

تنش وارد بر دیواره به صورت موضعی در راستای طولی و شعاعی با توجه به روابط ۳ و ۴ با در نظر گرفتن ابعاد هندسی بطن چپ (جدول ۲) و فشارخون انتهای دیاستول برآورد گردید (جدول ۳).

نتایج بیان کننده افزایش میزان تنش در راستای طولی و شعاعی در انتهای مرحله دیاستول قلب با پیشرفت میزان تنگی در عروق کرونر ال ای دی هستند به طوری که در بیماران مبتلا به تنگی شدید عروق کرونر، تنش در تمامی قسمت های دیواره انتریور و سپتوم قلبی به صورت قابل توجهی بالاتر از افراد سالم و بیماران مبتلا به تنگی متوسط است. تنش های شعاعی و طولی محاسبه شده در افراد سالم و بیماران مبتلا به تنگی شدید و متوسط نشان داد که اختلاف آماری معنی داری در تمامی قسمت های دیواره قدام و سپتوم با استفاده از تحلیل ای ان آی وجود دارد. تجزیه و تحلیل بین گروهی نشان داد که تنش طولی و شعاعی بین گروه های سالم و بیماران مبتلا به تنگی شدید و متوسط کرونری تفاوت معنی داری دارند ($p < 0.05$)، در حالی که تفاوت معنی داری بین افراد سالم و بیمار با تنگی متوسط وجود ندارد ($p > 0.05$).

۴. بحث

رایج ترین اندازه گیری های مورد استفاده در اکوکاردیوگرافی بالینی به منظور کمی سازی عملکرد عمومی عضله قلب، استفاده از کسر جهشی بطن چپ است. اما در بسیاری از شرایط پاتولوژیک قلب، عارضه به صورت تغییرات موضعی در عملکرد عضله قلب آشکار می شود. به طور معمول بررسی های موضعی براساس تفسیر بصری تصاویر دوبعدی است که بستگی زیادی به مهارت شخص دارد. با پیشرفت فناوری و پیدایش روش های نوین تصویربرداری امکان بررسی دینامیک عملکرد میوکارد به صورت موضعی فراهم شد. به طوری که منجر به ارزیابی بهتر عملکرد بافت میوکارد قلب گردید. بیماری اترواسکلروز عروق کرونر در نتیجه رسوب پلاک های چربی - الیافی در دیواره عروق کرونر تغذیه کننده عضلات قلبی ایجاد می شود [۹-۱۰]. عملکرد بطن چپ یکی از مهم ترین عوامل پیش آگهی در بیماران مبتلا به بیماری عروق کرونر است، بنابراین درک بهتر سازوکار و عملکرد میوکارد منجر به بهبود فن های

اندازه گیری شدند. فشار بطن در فاز دیاستول به صورت غیرتهاجمی از تغییرات سرعت میترا ل آنالوس و جریان خون ورودی به بطن چپ محاسبه شد. نکته قابل ذکر این است که شعاع انحنا اندوکارد با در نظر گرفتن هر سگمان به عنوان قسمتی از بیضی برآورد می شود. بنابراین تنش طولی به صورت موضعی با در نظر گرفتن ضخامت و شعاع انحنا طولی هر سگمان در میانه آن سگمان محاسبه شد. تنش دیواره بر مبنای الگوی جی - اس محاسبه شده است. داده ها به صورت میانگین $\pm$ انحراف معیار گزارش شدند. فرضیه بهنجار (نرمال) بودن داده ها توسط آزمون کولموگروف - اسمیرنوف^۱ انجام شد. تحلیل واریانس یک طرفه (ای ان آی) ^۲ به منظور برابری میانگین گروه ها و آزمون پست - ایچ آسی^۳ حداقل تفاوت معنی دار^۴ به منظور مقایسه میانگین گروه ها استفاده شدند. مقدار p کم تر از ۰/۰۵ به عنوان سطح معنی داری انتخاب شد. تمامی تجزیه و تحلیل های آماری توسط نرم افزار ای پی ای اس^۵ انجام شده است.

۳. نتایج

گروه ها از لحاظ سن، ضربان قلب و شاخص بی ام آی^۶ تمایز معناداری نداشتند ($p > 0.05$). اما از نظر فشار سیستولیک و دیاستولیک بطن چپ، کسر جهشی و میزان تنگی شریان نزولی قدامی چپ تمایز معنی دار مشاهده شد ($p < 0.05$). در جدول ۱ مشخصات کلی بیماران و شبه سنج های عمومی قلب گزارش گردید. جدول ۲ نشان دهنده ی مقادیر اندازه گیری شده ابعاد بطن چپ در انتهای دیاستول با توجه به تصاویر فراآوایی بی - مُد دوبعدی به تفکیک شعاع دیواره قدامی، شعاع دیواره سپتوم و ضخامت دیواره ها در بخش های بیس، مید و اپکس برای گروه با تنگی شدید و متوسط عروق کرونر ال ای دی و افراد سالم است. از نظر آماری تفاوت معنی داری در شعاع دیواره قدامی و دیواره سپتوم در بخش های بیس، مید و اپکس به جز شعاع دیواره سپتوم در بخش اپکس مشاهده نشد.

¹ Kolmogorov-Smirnov

² ANOVA

³ Post-hoc

⁴ least-significant-difference

⁵ SPSS

⁶ BMI; Body Mass Index

جدول ۱ مشخصات کلی و شبه‌سنج‌های عمومی بیماران.

شبه‌سنج (پارامتر)	سالم N=۳۵	تنگی ۵۰-۷۰ درصد N=۳۰	تنگی ۷۰ درصد > N=۲۹	عدد-p
سن (سال)	۵۱±۸	۵۲±۵	۵۲±۵	۰/۴۹۸
میانگین تنگی کروتر ال‌ای‌دی (درصد)	-	۶۱±۳	۹۰±۳	۰/۰۰۰
فشار خون دیاستولیک رادیال (میلی‌مترجیوه)	۷۸±۵	۸۰±۶	۷۹±۵	۰/۰۱۰
فشار خون سیستولیک رادیال (میلی‌مترجیوه)	۱۲۶±۵	۱۳۲±۸	۱۳۳±۹	۰/۰۰۰
کسر جهشی بطن چپ (درصد)	۵۷±۷	۵۱±۷	۴۳±۱۱	۰/۰۰۰
تعداد ضربان قلب (بی‌پی‌ام)	۷۲±۸	۷۴±۱۸	۷۹±۱۴	۰/۱۴۳
شاخص جرمی بدن (کیلوگرم بر مترمربع)	۲۵/۱±۲	۲۴/۷±۲	۲۴/۶±۲	۰/۹۸۳

جدول ۲ مقادیر اندازه‌گیری شده شعاع و ضخامت دیواره به‌صورت موضعی (میلی‌متر).

سگمان قلب		سالم	تنگی ۵۰-۷۰٪	تنگی ۷۰٪ >	عدد-P
دیواره انتریور	بیس	۲۹/۳±۲/۰	۳۰/۰±۳/۶	۳۰/۸±۲/۲	۰/۰۸
	مید	۲۹/۰±۲/۸	۲۸/۹±۳/۸	۳۰/۵±۳/۹	۰/۱۴
	اپکس	۲۱/۵±۲/۶	۲۲/۱±۳/۱	۲۲/۷±۲/۵	۰/۲۶
	بیس	۱۰/۲±۱/۳	۱۱/۱±۱/۳	۱۰/۹±۲/۱	۰/۰۰
	مید	۱۰/۲±۱/۸	۱۱/۲±۱/۲	۱۱/۲±۲/۸	۰/۰۱
	اپکس	۱۰/۱±۱/۵	۱۰/۸±۱/۱	۱۰/۲±۲/۱	۰/۰۲
دیواره سپتوم	بیس	۲۳/۱±۱/۹	۲۳/۵±۲/۷	۲۴/۳±۲/۹	۰/۲۰
	مید	۲۱±۲/۲	۲۱/۲±۲/۴	۲۲/۴±۳/۲	۰/۰۸
	اپکس	۱۹/۳±۱/۷	۱۹/۶±۳/۶	۲۰/۹±۲/۴	۰/۰۴
	بیس	۹/۲±۱/۲	۱۰/۸±۱/۴	۱۰/۲±۱/۷	۰/۰۰
	مید	۱۰/۳±۱/۱	۱۱±۱	۱۰/۵±۱/۶	۰/۰۰
	اپکس	۱۰±۱/۳	۱۰/۵±۱/۳	۱۰±۱/۶	۰/۱۸

جدول ۳ تنش وارد بر دیواره بطن چپ به صورت موضعی (میلی‌مترجیوه).

سگمان قلب		سالم	تنگی ۵۰-۷۰٪	تنگی ۷۰٪ >	عدد-P
دیواره انتریور	بیس	۱۸/۲۲±۴/۱۴	۲۰/۳۵±۹/۶۲	۲۴/۱۸±۱۰/۳۴	۰/۰۰
	مید	۱۷/۷۶±۴/۰۷	۱۹/۲۹±۸/۶۸	۲۳/۵۸±۱۳/۰۷	۰/۰۰
	اپکس	۱۲/۲۸±۳/۱	۱۴/۵۳±۸/۱۷	۲۵/۳±۹/۶۸	۰/۰۰
	بیس	۴/۵±۰/۹۲	۵/۱±۱/۹۷	۸/۹۲±۲/۴۸	۰/۰۰
	مید	۴/۴۷±۰/۰۹	۵/۰۵±۱/۹۴	۸/۷۷±۲/۳۷	۰/۰۰
	اپکس	۴/۱۳±۰/۸۳	۴/۷۳±۱/۹۵	۸/۹۲±۱/۹۴	۰/۰۰
دیواره سپتوم	بیس	۱۲/۸۶±۳/۴۷	۱۳/۲۴±۵/۹۲	۱۹/۲۱±۷/۵۶	۰/۰۰
	مید	۱۰/۵۳±۳/۴	۱۱/۵۶±۶/۳۱	۱۸/۲۱±۸/۵۲	۰/۰۰
	اپکس	۱۰/۶۶±۲/۵	۱۲/۳۳±۵/۸۳	۱۸/۲۴±۶/۵۶	۰/۰۰
	بیس	۴/۹۲±۲/۹۵	۵/۹۲±۵/۲۹	۸/۸۵±۵/۶	۰/۰۱
	مید	۴/۰۶±۰/۸۵	۴/۶۳±۱/۸۴	۷±۲/۰۵	۰/۰۰
	اپکس	۵/۱±۲/۲۳	۶/۰۷±۲/۴	۱۲/۲±۵/۷۴	۰/۰۰

این محاسبات نیاز به اندازه‌گیری فشارخون بطن چپ به‌صورت تهاجمی در آزمایشگاه کاتتریزاسیون دارد [۱۹]. مطالعاتی در رابطه با فشار پرشدگی بطن چپ به‌صورت غیرتهاجمی انجام شده است [۲۰-۲۲]. اما در این مطالعه از رابطه‌ای که مولادوست و همکاران [۷] در تخمین غیرتهاجمی فشار دیاستولیک بدست آوردند، استفاده شد. آن‌ها کسر سرعت پرشدگی اولیه جریان خون به سرعت ابتدای دیاستولیک درپچه میترا ل کناری را به‌عنوان شاخص فشار دیاستولیک در نظر گرفتند. در این مطالعه از الگوی جی-اس با توجه به تغییر ضخامت دیواره و هندسه حفره بطن در طول دوره‌ی قلبی که تقریب دقیق‌تری از هندسه بطن چپ ارائه نموده، استفاده شد. با استفاده از رابطه جی-اس، تنش شعاعی و طولی سگمان‌های دیواره انتریور و سپتوم بین بطنی در انتهای فاز دیاستول قلبی با در نظر گرفتن ضخامت سگمان، شعاع انحنای طولی و محیطی به‌صورت موضعی و هم‌چنین فشار دیاستولیک، محاسبه شد.

نتایج نشان دادند که تنش شعاعی و طولی دیواره میوکارد در انتهای دیاستول در بیماران آترواسکلوروتیک به‌طور معنی‌داری بیش‌تر از افراد گروه سالم بود (جدول ۳).

۵. نتیجه‌گیری

به‌طور کلی، روش بالینی استاندارد به‌منظور تشخیص بیماران کرونری، آنژیوگرافی عروق کرونر است که روشی تهاجمی است، اما در این مطالعه سعی بر آن بود که با یک روش غیرتهاجمی، با استفاده از ویژگی‌های عضله میوکارد بیماران کرونری مورد ارزیابی قرار گیرند. نتایج مطالعه حاضر اهمیت تنش دیواره را در انتهای دیاستول، در بیماران با تنگی کرونر، به‌عنوان شاخصی در ارزیابی غیرتهاجمی عملکرد میوکارد و تمایز این بیماران را از افراد سالم نشان می‌دهد.

۶. محدودیت‌ها

در ارزیابی تنش دیواره نیاز به تخمین فشار پرشدگی بطن چپ در انتهای فاز دیاستول است که از روابط حاصل شده از مطالعات قبلی استفاده شد. اما به نظر می‌رسد که دامنه تغییرات این شبه‌سنج باید با توجه به جنسیت، محدوده

تشخیصی بالینی می‌شود. این مهم نیازمند تجزیه و تحلیل نیرو و تنش ایجادشده در دیواره‌های بطن چپ است.

تنش از شبه‌سنج‌های تأثیرگذار بر مکانیک دیواره بطن چپ است، اگرچه دشواری محاسبات، باعث شده که در بالین کم‌تر مورد توجه قرار گیرد. یکی از روش‌های فراآوایی برای بررسی کمی تنش دیواره میوکارد، تقریب هندسه بطن چپ براساس الگوها و شکل‌های هندسی ساده شده کروی و بیضوی است. در این الگوها، میزان بارگذاری اعمال‌شده بر دیواره بطن ناشی از فشارخون داخل آن می‌باشد. با پذیرفتن همگن و همسان‌گرد بودن دیواره، روابطی براساس شبه‌سنج‌های هندسی و فشار داخل حفره، پیشنهاد شده‌اند [۱۱-۱۲]. در این مطالعه اهمیت ارزیابی ویژگی بطن چپ و عضله بر مبنای کمی‌سازی تنش دیواره میوکارد بر مبنای الگوی جی-اس مورد بررسی قرار گرفت [۵]. محاسبه تنش دیواره بطن چپ در ارزیابی دیگر بیماری‌های قلبی نیز استفاده شد [۱۳]. آلتز و همکاران [۱۴] گزارش دادند که با بروز نارسایی قلبی، تنش انتهای دیاستول به‌صورت قابل‌توجهی افزایش می‌یابد که تاییدکننده نتایج حاصل از جدول ۳ در ارتباط با افزایش میزان تنش با بروز تنگی و پیشرفت آن است. در مطالعه‌ای دیگر که در سال ۲۰۱۶ انتشار یافته است، افزایش تنش دیواره در انتهای دیاستول را به‌عنوان قوی‌ترین شبه‌سنج پیش‌بینی‌کننده کاهش قله (پیک) نرخ خروجی^۱ معرفی کرده‌اند [۱۵]. زوآ و همکاران [۱۶] نیز نشان دادند که تنش دیواره به عنوان یک نشانگر حساس در کاردیومیوپاتی هیپرتروفیک بطن چپ، کاربرد دارد. در سال ۲۰۱۲ آلتز و همکاران با بررسی ۵۰۲ بیمار، نشان دادند که در بیماران مبتلا به کاردیومیوپاتی دیلاته غیر ایسکیمیک، افزایش تنش دیواره در فاز انتهای دیاستول پیش از هیپرتروفی بطن روی می‌دهد [۱۷]. نارسایی شدید درپچه آئورت ارتباط مستقیم با عملکرد بطن چپ دارد، به طوری که ولموث و همکاران [۱۸] نتیجه گرفتند، در صورت بروز نارسایی درپچه آئورت، تنش دیواره با حفظ کسر خروجی بطن چپ افزایش یافته است. تنش دیواره را می‌توان در فاز دیاستولیک چرخه قلبی محاسبه کرد، اما

¹ Peak ejection rate

"Atherosclerosis: A chronic inflammatory disease mediated by mast cells," Central European Journal of Immunology, vol. 40, pp. 380, 2015.

- [10] J.O. Gebbers, "Atherosclerosis, cholesterol, nutrition, and statins—a critical review," GMS German Medical Science, vol. 5, 2007.
- [11] D.L. Mann, D.P. Zipes, P. Libby, R.O. Bonow, "Braunwald's Heart Disease E-Book: A Textbook of Cardiovascular Medicine. Elsevier Health Sciences," 2014.
- [12] P. Ballo, S. Nistri, A. Bocelli, D. Mele, F.L. Dini, M. Galderisi, A. Zuppiroli, S. Mondillo, "A new method to estimate left ventricular circumferential midwall systolic function by standard echocardiography: Concordance between models and validation by speckle tracking," International Journal of Cardiology, vol. 203, pp. 947-958, 2016.
- [13] I. Mirsky, A. Pasipoularides, "Clinical assessment of diastolic function," Progress in Cardiovascular Diseases, vol. 32, pp. 291-318, 1990.
- [14] P. Alter, H. Rupp, M.B. Rominger, F. Czerny, A. Vollrath, K.J. Klose, B. Maisch, "A new method to assess ventricular wall stress in patients with heart failure and its relation to heart rate variability," International Journal of Cardiology, vol. 139, pp. 301-303, 2010.
- [15] P. Alter, A.R. Koczulla, C. Nell, J.H. Figiel, C.F. Vogelmeier, M.B. Rominger, "Wall stress determines systolic and diastolic function-Characteristics of heart failure," International Journal of Cardiology, vol. 202, pp. 685-693, 2016.
- [16] X. Zhao, R.S. Tan, H.C. Tang, S.K. Teo, Y. Su, M. Wan, S. Leng, J.M. Zhang, J. Allen, G.S. Kassab, L. Zhong, "Left ventricular wall stress is sensitive marker of hypertrophic cardiomyopathy with preserved ejection fraction," Front physiol, vol. 9, pp. 250, 2018.
- [17] P. Alter, H. Rupp, F. Stoll, P. Adams, J.H. Figiel, K.J. Klose, M.B. Rominger, B. Maisch, "Increased enddiastolic wall stress precedes left ventricular hypertrophy in dilative heart failure-Use of the volume-based wall stress index," International Journal of Cardiology, vol. 157, pp. 233-238, 2012.
- [18] J.R. Wollmuth, D.R. Bree, B.P. Cupps, M.D. Krock, B.J. Pomerantz, R.P. Pasque, A. Howells, N. Moazami, N.T. Kouchoukos, M.K. Pasque, "Left ventricular wall stress in patients with severe aortic insufficiency with finite element analysis," Annals thorac surg, vol. 82, pp. 840-846, 2006.
- [19] D.R. Talreja, R.A. Nishimura, J.K. Oh, "Estimation of left ventricular filling pressure with exercise by Doppler echocardiography in

سنی بیماران و هم‌چنین نوع بیماری مشخص گردد که نیاز به مطالعات بیش‌تر در این زمینه است.

۷. تقدیر و تشکر

این پژوهش قسمتی از پایان‌نامه دکتری رشته فیزیک پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس است.

فهرست منابع

- [1] B.R. Pagliaro, F. Cannata, G.G. Stefanini, L. Bolognese, "Myocardial ischemia and coronary disease in heart failure," Heart Fail Reviews, vol. 25, pp. 53-65, 2020.
- [2] M.J. Davies, J.D. Newton, "Non-invasive imaging in cardiology for the generalist," British journal of hospital medicine, vol. 78, pp. 392-398, 2017.
- [3] Jr.A. DeAnda, M. Komeda, M.R. Moon, G.R. Green, A.F. Bolger, S.D. Nikolic, G.T. Daughters, D.C. Miller, "Estimation of regional left ventricular wall stresses in intact canine hearts," American Journal Physiology, vol. 275, pp. 1879-1885, 1998.
- [4] L. Zhong, D.N. Ghista, R.S. Tan, "Left ventricular wall stress compendium," Comput methods biomech biomed engin, vol. 15, pp. 1015-1041, 2012.
- [5] D.N. Ghista, H. Sandler, "An analytic elastic viscoelastic model for the shape and the forces in the left ventricle," Journal of Biomechanics, vol. 2, pp. 35-47, 1969.
- [6] R.M. Huisman, P. Sipkema, N. Westerhof, G. Elzinga, "Comparison of models used to calculate left ventricular wall force," Medical and Biological Engineering and Computing, vol. 2, pp. 133-144, 1980.
- [7] H. Moladoust, M. Mokhtari-Dizaji, Z. Ojaghi-Haghighi, A. Khaledifar, A. Khajavi, "Estimation of lv end-diastolic pressure using Color-TDI and its application to noninvasive quantification of myocardial wall stress," Echocardiography, vol. 26, pp. 403-411, 2009.
- [8] R.M. Lang, L.P. Badano, V. Mor-Avi, J. Afilalo, A. Armstrong, L. Ernande, F.A. Flachskampf, E. Foster, S.A. Goldstein, T. Kuznetsova, P. Lancellotti, "Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the american society of echocardiography and the european association of cardiovascular imaging," Eur European Heart Journal Cardiovascular Imaging, vol. 16, pp. 233-271, 2015.
- [9] P. Conti, Y. Shaik-Dasthagirisaeab,

- patients with normal systolic function: a simultaneous echocardiographic-cardiac catheterization study,” *Journal American Society Echocardiogr*, vol. 20, pp. 477-479, 2007.
- [20] O.S. Andersen, O.A. Smiseth, H. Dokainish, M.M. Abudiab, R.C. Schutt, A. Kumar, K. Sato, S. Harb, E. Gude, E.W. Remme, A.K. Andreassen, “Estimating left ventricular filling pressure by echocardiography,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 15, pp. 1937-1948, 2017.
- [21] O.F. Sharifov, C.G. Schiros, I. Aban, T.S. Denney Jr, H. Gupta, “ Diagnostic Accuracy of Tissue Doppler Index E/e for Evaluating Left Ventricular Filling Pressure and Diastolic Dysfunction/Heart Failure With Preserved Ejection Fraction: A Systematic Review and Meta-Analysis,” *Journal of the American Heart Association*, vol. 5, pp. 2530, 2016.
- [22] P. Lancellotti, M. Galderisi, T. Edvardsen, E. Donal, G. Goliash, N. Cardim, J. Magne, S. Laginha, A. Hagendorff, T.F. Haland, L. Aaberge, “Echo-Doppler estimation of left ventricular filling pressure: results of the multicentre EACVI euro-filling study,” *European Heart Journal. Cardiovascular Imaging*, vol. 18, pp. 961-968, 2017.

Non-invasive estimation of cardiac wall stress by using tissue doppler-echocardiography ultrasound images: People with coronary artery stenosis

M.J. Khosravanipour¹, M. Mokhtari-Dizaji^{*1}, F. Farhan², R. Sattarzadeh-Badkoubeh³

¹ Department of Medical Physics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University

² Radiation Oncology Research Center, Cancer Institute, Tehran University of Medical Sciences

³ Department of Cardiology, Imam Khomeini Hospital, Tehran University of Medical Sciences

Received: 2021/01/09, Accepted: 2021/03/02

Abstract

In this study, a method for non-invasive estimation of stress on the heart wall in the diastole phase is presented using ultrasound echocardiography and tissue Doppler imaging. The aim of this study was to evaluate the stress on the heart wall as a pre-diagnosis to identify people with coronary artery stenosis. 29 patients with stenosis of more than 70%, 30 patients with stenosis of 50 to 70% and 35 healthy human participated in this study as a control group. the average stress of anterior and intraventricular septum was estimated non-invasively by considering wall thickness, left ventricular dimensions, and end-diastolic pressure by using 2D echocardiography, tissue Doppler and Doppler ultrasound imaging techniques. The statistical analysis results were shown significant difference between the estimated stress at the end of the diastole phase, between groups of patients with severe, moderate stenosis and healthy individuals in all wall segments. Patients with severe obstruction in the anterior descending coronary artery have more diastolic stress than patients with moderate stenosis and healthy humans. The average increase of end-diastolic stress in the longitudinal and radial directions based on percentage by incidence of moderate stenosis in the anterior wall is 12.6 and 13.4, and with severe stenosis is 57 and 103, respectively. In the septal wall, the average increase of end-diastolic stress in the longitudinal and radial directions based on percentage is 9.1 and 17.6 in moderate stenosis, and with severe stenosis is 64 and 63.3, respectively. Therefore, it has been shown that wall stress at the end of the diastolic phase can be considered as an important non-invasive indicator in assessing myocardial function by examining and processing ultrasound echocardiography images for patients with coronary artery stenosis.

Keywords: Ultrasound image processing, Coronary artery disease, Echocardiography, Left ventricular wall stress.

pp. 27-35 (In Persian)

* Corresponding author E-mail: mokhtarm@modares.ac.ir