

اصلاح تضعیف پرتوها در اسکن خونرسانی عضله قلب به روش SPECT با استفاده از اسکن های عبوری و گسیلی به روش ترتیبی با ایزوتوپ تکنسیوم ^{99m}Tc

محسن بخشنده^۱، حسین رجبی^۲، مسعود وفامنش^۳، علی اکبر شرفی^۳، شهرام سیف الهی اصل^۴

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی دانشگاه تربیت مدرس، ^۲ عضو هیات علمی دانشگاه تربیت مدرس،

^۳ عضو هیات علمی دانشگاه علوم پزشکی ایران، ^۴ متخصص مرکز پزشکی هسته ای الوند، تهران، ایران

(تاریخ دریافت: ۸۵/۴/۲۰، تاریخ اصلاح: ۸۵/۵/۱۴، تاریخ پذیرش: ۸۵/۵/۲۴)

چکیده

مقدمه: امروزه تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب به روش Single Photon Emission Tomography (SPET) به علت ماهیت غیر تهاجمی و هزینه کم و در اختیار قرار دادن اطلاعات با ارزش فیزیولوژیک نسبت به روش آنژیوگرافی جهت تشخیص بیماریهای عروق قلبی (Coronary Artery Disease) به خصوص در تشخیص کاهش خونرسانی در عضله قلب (Ischemia) دارای ارزش تشخیصی بسیار بالایی است. اما این تصاویر علل مختلف دچار آرتیفکت می شود که نتیجه این آرتیفکت ها کاهش صحت تشخیصی تصاویر و موارد مثبت کاذب است. یکی از مهمترین آرتیفکت های موثر بر این تصاویر تضعیف می باشد. تضعیف فوتون ها به علل مختلفی مانند پستان چپ در زنان و دیافراگم در مردان و دیواره قفسه سینه در هر دو جنس می تواند بوجود آید. تصحیح تضعیف به علت ماهیت غیر یکنواخت ناحیه قفسه سینه بسیار پیچیده است و از یک بیمار به بیمار دیگر متفاوت است. به نظر می رسد که تنها راه حل برای اصلاح تضعیف به دست آوردن نقشه تضعیف بدن با استفاده از تصویر برداری عبوری باشد.

روش بررسی: به منظور بررسی امکان استفاده از اسکن های عبوری با ایزوتوپ ^{99m}Tc به روش ترتیبی از یک فانتوم مسطح استفاده شد و الگوی تضعیف بدست آمده در تصاویر گسیلی اعمال و در نهایت جهت ارزیابی عملکرد اصلاح تضعیف، تصاویر اصلاح نشده و تصاویر اصلاح شده با نتایج آنژیوگرافی بیماران مورد نظراز نظر وجود یا عدم وجود نقص مقایسه گردید.

یافته ها: این تحقیق نشان داد که استفاده از تصاویر اسکن عبوری حساسیت آزمون را از ۸۶٪ به ۹۴٪ افزایش می یابد اما در مقابل اختصاصی بودن آزمون از ۸۵٪ به ۵۴٪ کاهش می یابد. در مجموع صحت تشخیصی تصاویر از ۸۶٪ به ۷۸٪ کاهش می یابد.

نتیجه گیری: اصلاح تضعیف در تصاویر خود باعث بوجود آمدن آرتیفکت های جدیدی در تصاویر می شود که خود عامل تعیین کننده مهمی در تفسیر تصاویر است. در مجموع به نظر می رسد که استفاده از اصلاح تضعیف در بررسی تصاویر به تجربه خاص نیازمند است. در صورت عدم وجود تجربه کافی اصلاح تضعیف می تواند ارزش تشخیصی تصاویر را به طور محسوس کاهش دهد.

واژه های کلیدی: اصلاح تضعیف، برش نگاری نشری، خونرسانی میوکارد، اسکن نشری، اسکن عبوری

نویسنده مسئول: دکتر حسین رجبی، تهران، بزرگراه جلال آل احمد، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی،

E-mail: hrajabi@modares.ac.ir

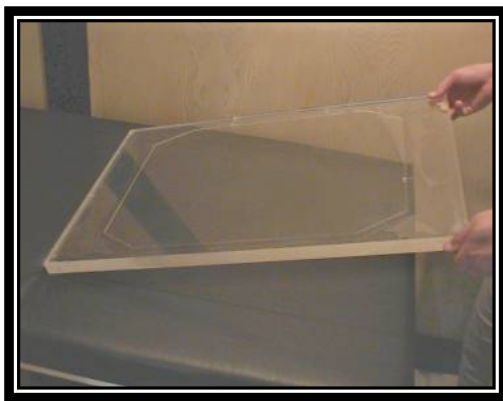
مقدمه

تصویربرداری از خونرسانی عضله قلب به روش اسپکت (SPECT) با رادیوداروی $^{99m}\text{Tc-MIBI}$ در آشکارسازی بیماری عروق کرونر حساسیتی تقریباً برابر با ۹۰٪ و اختصاصی بودن ۷۰٪ دارد. تضعیف فوتونها توسط بافت نرم می تواند منجر به ایجاد نقص های کاذب یا به عبارت دیگر موارد مثبت کاذب شود که در نتیجه صحت تشخیصی تصاویر کاهش پیدا می کند (۱). تضعیف بیشتر در دیواره های قدامی و قدامی - خارجی و خلفی یا تحتانی اتفاق می افتد. تضعیف در نواحی دیواره تحتانی یا دیواره خلفی بیشتر در مردان اتفاق می افتد که تضعیف در دیافراگم می باشد. تضعیف در نواحی دیواره قدامی یا دیواره قدامی - خارجی بیشتر در زنان اتفاق می افتد که علت آن بزرگی پستان چپ می باشد (۲). در وضعیتی که بازوها حین تصویر برداری کنار بدن باشند در این صورت سبب کاهش میزان شمارش به اندازه ۱۴٪ در دیواره های قدامی و ۳ دیواره خارجی می شود (۳). دیواره خارجی قفسه سینه نیز سبب تضعیف در نواحی دیواره خارجی می شود (۴). در تصاویر MPI - SPECT تضعیف از نوع غیر منظم می باشد که این به دلیل غیر یکنواخت بودن ذاتی ناحیه قفسه سینه است و این موجب پیچیدگی مساله تضعیف می گردد (۵). در تصاویر اصلاح نشده قلب سالم از نظر خونرسانی در قسمت های مختلف دیواره قلب عدم یکنواختی در میزان شمارش عموماً مشاهده می شود. در مردان در مراحل استرس و استراحت دیواره تحتانی کاهش نسبی شمارش را نسبت به دیواره قدامی و همچنین ناحیه راس کاهش شمارش را نسبت به Septum نشان می دهد. در زنان نیز شمارش در نواحی دیواره های قدامی کاهش پیدا می کند (۲،۱). الگوی تضعیف را می توان با استفاده از منابع مختلف عبوری جهت تهیه اسکن عبوری و یا با روش دیگری که بر پایه تصاویر CT (Computed Tomography) است تهیه کرد (SPET/TCT).

امروزه دستگاه SPET-CT نتیجه همین تفکرات می باشد (۵). هدف از این مطالعه بررسی تاثیر اصلاح تضعیف با استفاده از یک منبع عبوری با ایزوتوپ تکنسیوم به روش ترتیبی (Sequential) جهت تهیه تصاویر اسکن عبوری بر روی تصاویر خونرسانی عضله قلب به روش اسپکت می باشد.

روش بررسی

برای تصویر برداری از یک سیستم تصویر برداری اسپکت دو سر ساخت شرکت ADAC مدل Genesys - Dual Head و کولیماتورهای LEGP با سوراخ موازی استفاده شد. جهت تهیه اطلاعات اسکن عبوری از فانتوم مسطح پهن ساخته شده از جنس پلکسی گلاس به ابعاد خارجی $3 \times 6 \times 18$ سانتیمتر و ابعاد داخلی $1 \times 3 \times 3$ سانتیمتر محتوی 740 مگا بکرل ماده رادیو اکتیو تکنسیوم استفاده شد (شکل ۱).



شکل ۱- نمایی از منبع اسکن عبوری

بیماران مورد مطالعه در این تحقیق به دو گروه تقسیم شدند:

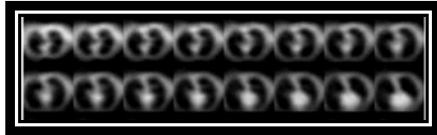
گروه اول افرادی که با استفاده از نوموگرام های معتبر با داشتن احتمال کمتر از ۵٪ بیماری شدید عروق کرونر به عنوان بیماران سالم شناخته می شوند. این نوموگرام ها توسط دانشگاه Duke معتبر شناخته شده اند (۱). در این نوموگرام بیمار ۲ نمره بدست می آورد و سپس با وصل

کردن نمرات مربوط به **Symptom** و **Point Score** **Duration** احتمال بیماری شدید بدست می آید. سپس این بیماران تحت پیگیری قرار گرفته و در صورت آنژیوگرافی مورد انتخاب نهایی قرار گرفتند. لازم به ذکر است که مواردی مانند سن، سابقه بیماری قلبی، میزان تکرار درد در هر روز، موجود دیابت، **BRUIT** کاروتید، سیگار کشیدن، فشار خون و چربی خون موارد تعیین کننده **Point Score** است. نوع درد و مدت زمان آن نیز تعیین کننده **Symptom Duration** می باشد. این گروه شامل تصاویر ۲۲ بیمار (۱۵ زن و ۷ مرد) با محدوده سنی ۳۳-۶۶ و میانگین سنی ۳۷۲/۱۰ ± ۵۰ با محدوده وزنی ۵۰-۷۹ کیلوگرم و متوسط ۶۳ ± ۱۲/۷۳۸ کیلوگرم بود. گروه دوم شامل بیمارانی بود که در یک فاصله زمانی حداکثر ۴ هفته قبل و یا بعد از مراجعه جهت انجام اسکن تحت آنژیوگرافی قرار گرفته بودند و طبق نوموگرام ها احتمال ابتلا به بیماری شدید در این بیماران در محدوده ۲۰ تا ۷۵ درصد بود. این گروه شامل تصاویر ۲۸ بیمار (۱۰ زن و ۱۸ مرد) با محدوده سنی ۴۰-۷۵ و میانگین سنی ۵۸ ± ۱۰/۳۵۲ و با محدوده وزنی ۴۰-۹۸ کیلوگرم و متوسط ۷۵ ± ۱۲/۷۲۹ کیلوگرم بود. بیماران در ۲ پروتکل مختلف بر حسب دستور پزشک تحت ورزش قرار گرفته بودند. ۱- فعالیت که به صورت دویدن بر روی دستگاه ترد میل تا ۹۰٪/نیشینه فعالیت قلب (با استفاده از پروتکل **Bruce**) و در همین زمان نیز رادیو دارو تزریق شده بود. ۲- فعالیت دارویی که بر حسب مورد و دستور پزشک همراه با تزریق ویال پرزانتین (دیپریدامول) و یا دوبوتامین بود. میزان دز تزریقی پرزانتین **mg/kg body weight** ۰/۵۶۷ و برای دوبوتامین در محدوده $10 \mu\text{g/kg/min}$ -۲/۵ بود. از ۵۰ بیمار مورد بررسی ۱۷ بیمار با داروی دیپریدامول (پرزانتین) تحت استرس دارویی و ۳۳ بیمار نیز با تردمیل تحت استرس ورزش و دویدن قرار گرفته بودند. رادیو داروی مورد استفاده ترکیبی نشاندار شده از ایزوتوپ $^{99\text{m}}\text{Tc}$ و کیت **MIBI (2-Methoxy**

(**isobutyl isonitrile**) بود. میزان داروی تزریقی در مرحله ورزش و استرس حدود 10mCi و در مرحله استراحت نیز حدود 20mCi بود. تصویربرداری اسکن گسیلی به صورت زیر انجام پذیرفت: بیمار بر روی تخت تصویر برداری دراز کشیده و مشابه وضعیت اسکن عبوری بر روی تخت تنظیم شد. شود. پارامترهای تصویربرداری مشابه اسکن عبوری به صورت ۳۲ تصویر ۲۵ ثانیه ای در یک چرخش 180° درجه ای با ماتریس 64×64 از زاویه -45° تا $+135^\circ$ با پنجره انرژی ۱۵٪ و مرکز پیک 140KeV بود. بعد از تهیه اسکن گسیلی در این مرحله بیمار به مدت ۳-۴ ساعت استراحت داده شد و سپس اسکن گسیلی در مرحله **Rest** انجام شد. تصویر برداری اسکن عبوری: بعد از تهیه اسکن مرجع بیمار را بر روی تخت تصویر برداری در وضعیت آناتومیکی **Supine** قرار داده شد (بازوها در بالای سر). سپس محل قرار گرفتن بیمار بر روی تخت را جهت تطابق با وضعیت اسکن های گسیلی ثبت کرده و تصویر برداری اسکن عبوری انجام شد. اسکن عبوری را با استفاده از ۳۲ تصویر ۲۰ ثانیه ای در یک چرخش 180° درجه ای با ماتریس 64×64 در زاویه -45° تا $+135^\circ$ با پنجره انرژی ۱۵٪ و مرکز پیک 140KeV تهیه شد. تصویربرداری اسکن عبوری مرجع (**Blank**) نیز همانند اسکن عبوری انجام شد. اسکن مرجع جهت بدست آوردن میزان شمارش اولیه بدون عامل تضعیف کننده (به جز فاصله و هوا) در هر نما انجام پذیرفت تا بتوانیم شمارش های اسکن عبوری را با آن جهت بدست آوردن یک الگوی تضعیف در هر نما مقایسه کنیم.

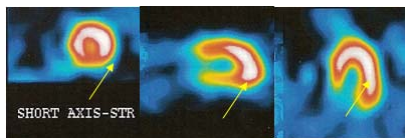
برای اعمال اصلاح تضعیف برنامه ای در محیط 04/MATLAB 7 نوشته شد. این برنامه تصاویر اسکن های مرجع و گسیلی و عبوری را خوانده و سپس ابتدا اسکن مرجع را در اسکن عبوری اعمال و بعد از آن اسکن عبوری را به صورت یک الگوی تضعیف در قالب یک ماتریس در اسکن گسیلی ضرب نموده و تصویر

دهد. همانطور که در این شکل نمایان است الگوی تضعیف مناسبی برای کلیه بیماران بدست آمده است.

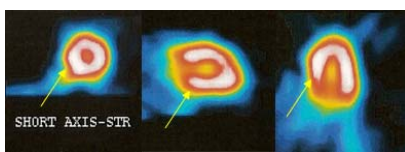


شکل ۲- نماهای بازسازی شده اسکن عبوری

تهیه این تصاویر که ۱۰ دقیقه برای هر بیمار به طول می انجامد زمان کل تصویربرداری از بیمار را از ۱۳ دقیقه به ۲۳ دقیقه در دو مرحله اسکن عبوری و اسکن گسیلی افزایش می دهد پس از اعمال الگوی تضعیف بدست آمده از اسکن های عبوری در اسکن های گسیلی اصلاح نشده تصاویر اسکن های گسیلی اصلاح تضعیف شده بدست می آید که پس از بازسازی آنها مطابق شکل های ۳ و ۴ تحت تفسیر قرار گرفتند.



شکل ۳- تصاویر اصلاح نشده مرحله استرس



شکل ۴- تصاویر اصلاح شده مرحله استرس

افزایش شمارش در دیواره های تحتانی و تحتانی - خلفی (Inferoseptal) به وضوح مشهود بوده به طوری که این افزایش در مردان بسیار بیشتر از زنان می باشد. با مقایسه این دو نوع تصویر می توانیم این گونه نتیجه بگیریم که اصلاح تضعیف موجب افزایش میزان شمارش نواحی Inferior wall و Septal wall که بیشتر منطبق با شریان RCA می باشد، شده است. به عبارت

نهایی را به عنوان اسکن گسیلی اصلاح تضعیف شده ذخیره می نماید. در این برنامه از روش اصلاح تضعیف بعد از بازسازی (Post Reconstruction) استفاده گردید. به عبارت دیگر ابتدا تصاویر اصلی بازسازی شده و سپس الگوی تضعیف در آن اعمال می گردد. تصاویر اسکن های گسیلی اصلاح نشده و اصلاح نشده شده بیماران توسط روش FBP با فیلتر Butterworth با Order=۵ و Cutoff Frequency = ۰/۳۵ در Workstation دستگاه ADAC بازسازی شدند. تصاویر اسکن های گسیلی اصلاح نشده و اصلاح شده به طور مجزا در هر ۳ محور توسط دو پزشک به صورت Blind رویت و با استفاده از تصاویر سینماتیک تفسیر شدند. تمام تفسیرها بر اساس وجود یا عدم وجود نقص بررسی و گزارش شدند. سپس این تفسیرها با نتایج آنژیوگرافی مقایسه و به یکی از موارد زیر نام گذاری شدند:

کد ۱- مثبت حقیقی: افرادی که نتایج اسکن آنها مثبت بوده و واقعا بیمار هستند.

کد ۲- منفی کاذب: افرادی که نتایج اسکن آنها منفی بوده و واقعا بیمار هستند.

کد ۳- مثبت کاذب: افرادی که نتایج اسکن آنها مثبت بوده و واقعا سالم هستند.

کد ۴- منفی حقیقی: افرادی که نتایج اسکن آنها منفی بوده و واقعا سالم هستند.

جهت آنالیز اطلاعات از روش Independent Samples t-test در محیط SPSS -Version 11/5 استفاده گردید. آزمون های آماری با درجه اطمینان ۹۵٪ و P Value کمتر از ۰/۰۵ انجام گردیدند.

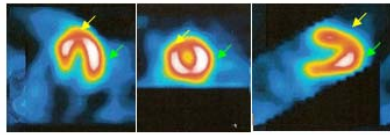
یافته ها

یافته های این مطالعه را می توان در دو قسمت کیفی (چشمی) و کمی تقسیم کرد.

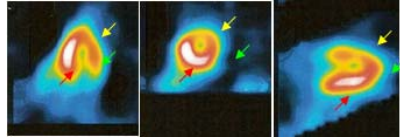
یافته های کیفی: شکل ۲ نماهای بازسازی شده اسکن عبوری را پس از اعمال اطلاعات اسکن مرجع نشان می

در فوق باعث محو این اثر و به جای آن یک کمبود شمارش در این نواحی می شد. شکل ۷ و ۸ نمونه ای از اصلاح تضعیف پستان چپ در زنان را نشان می دهد. با توجه به نتایج مجزای تصاویر اصلاح تضعیف نشده و شده مقایسه نتایج این دو نوع تصاویر در نمودار ۱ بر حسب یکی از ۴ نتیجه TP, FN, FP, TN نشان داده شده است. با توجه به نمودار ۱ مشخص می گردد که موارد مثبت حقیقی از ۲۵ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۲۷ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده افزایش و موارد منفی کاذب از ۴ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۱ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش و موارد مثبت کاذب از ۳ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۱۰ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده افزایش و موارد منفی حقیقی از ۱۸ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۱۲ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش پیدا کرده است. به طور کلی مجموع نتایج کاذب (منفی و مثبت) از ۷ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۱۱ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده افزایش یافته است. مجموع نتایج حقیقی نیز (منفی و مثبت) از ۴۳ مورد در تصاویر اصلاح نشده به ۳۹ مورد در تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش یافته است. بنابراین نتیجه می شود که مجموع نتایج کاذب در تصاویر اصلاح تضعیف شده افزایش و مجموع نتایج حقیقی در این تصاویر کاهش یافته است. نکته قابل ذکر در نتایج تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش موارد منفی کاذب و افزایش موارد مثبت کاذب می باشد که در زنان چشمگیرتر است. تغییرات مجموع تصاویر اصلاح تضعیف نشده و اصلاح تضعیف شده به طور کلی با درجه اطمینان ۹۵٪ دارای P Value برابر با ۰/۶۰۷ است. آنالیز آماری تک تک گروههای نقص با درجه اطمینان ۹۵٪ منجر به این نتیجه می شود که موارد مثبت کاذب به صورت معنی داری با درجه اطمینان ۹۵٪ و مقدار P Value=۰/۰۳۸ تغییر یافته است و سایر موارد

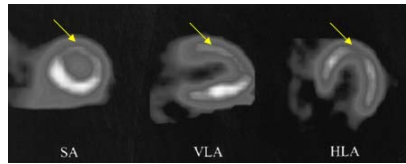
دیگر اصلاح تضعیف دیافراگم در این بیمار مرد اتفاق افتاده است. یکی دیگر از نتایج چشمی اصلاح تضعیف کاهش میزان شمارش نواحی دیواره های قدامی و خارجی است که بیشتر منطبق با شریان LAD می باشد. در اکثر موارد افزایش میزان شمارش در نواحی Inferior wall و Septal wall همراه با کاهش میزان شمارش در نواحی دیواره های Antrolateral می باشد. بنابراین یکی از نتایج چشمی اصلاح تضعیف ایجاد آرتیفکت های جدید به صورت Hypo activity در نواحی دیواره های Anterior و Antrolateral می باشد که می تواند به صورت ایسکمی و مثبت کاذب گزارش شود. در این تحقیق نیز پزشکان این موارد را به صورت ایسکمی گزارش نمودند. شکل ۵ و ۶ بیانگر این آرتیفکت در نواحی دیواره های قدامی و خارجی می باشد. پیکان های روشن در تصاویر اصلاح نشده (شکل ۵) معرف تضعیف ناشی از پستان چپ بوده و پیکان های تیره رنگ نیز مرف میزان شمارش بالای دیواره قدامی - خارجی می باشد. پیکان های روشن و تیره رنگ در تصاویر اصلاح شده (شکل ۶) معرف آرتیفکت مصنوعی ایجاد شده در دیواره های قدامی - خارجی می باشد. علت این آرتیفکت که منجر به کاهش میزان شمارش در این دیواره ها شده است افزایش شمارش نسبتا بالای نواحی دیواره های تحتانی و سپتال می باشد که با پیکان های پررنگتر نمایش داده شده اند. با مقایسه چشمی تصاویر مردان و زنان به این نتیجه می رسیم که میزان رخداد این آرتیفکت در زنان بیشتر است. به عبارت دیگر صحت تصاویر اصلاح تضعیف شده در مردان به علت کاهش این آرتیفکت بیشتر از تصاویر زنان می باشد. از طرف دیگر به علت اعمال یک الگوی تضعیف به تصاویر اصلاح نشده در زنان که تضعیف پستان چپ در آنها وجود دارد انتظار براین بود که میزان شمارش دیواره قدامی افزایش یابد. البته این اتفاق در تصاویر اصلاح تضعیف شده بعضی از بیماران زن افتاد ولی در اکثر موارد آرتیفکت گزارش شده



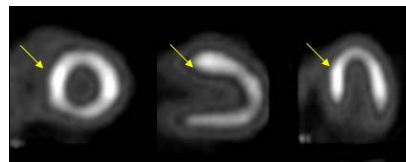
شکل ۵- تصاویر اصلاح تضعیف نشده در ۳ مقطع در زنان



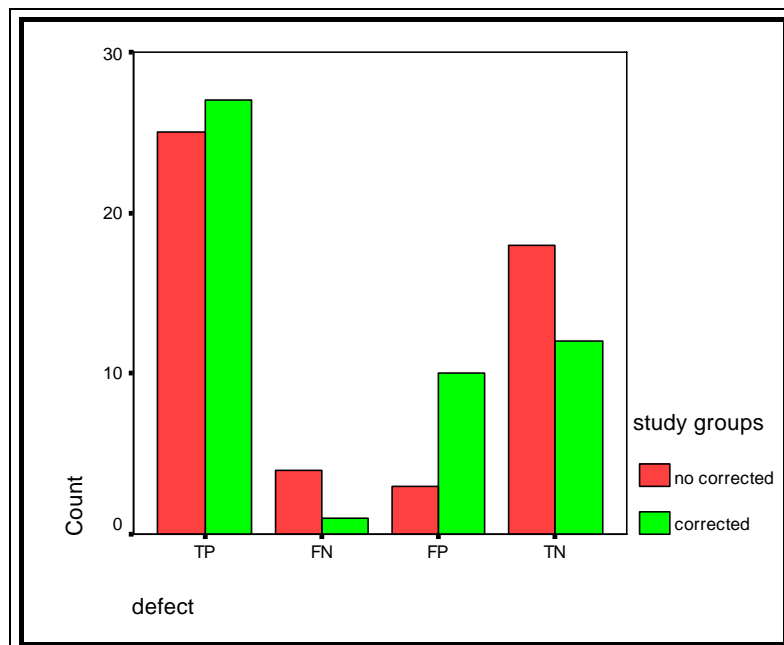
شکل ۶- تصاویر اصلاح تضعیف شده در ۳ مقطع در زنان



شکل ۷- تصاویر اصلاح تضعیف نشده همراه با اثر تضعیف پستان چپ



شکل ۸- تصاویر اصلاح تضعیف شده پستان چپ



نمودار ۱- نمودار ستونی توزیع فراوانی گروههای نقص در وضعیت اصلاح نشده و اصلاح شده کل بیماران

کنتراست تصاویر پس از اصلاح تضعیف از 0.19 ± 0.53 به 0.13 ± 0.32 کاهش یافته است هر چند در تصاویر اصلاح تضعیف نشده و شده مردان میانگین کنتراست بالاتر است. کنتراست به نقص تصاویر اصلاح تضعیف شده با درجه اطمینان 0.95 ($P \text{ Value} < 0.001$) کاهش پیدا کرده است. به طوری که میانگین کنتراست به نقص تصاویر پس از اصلاح تضعیف از 0.17 ± 0.45 به 0.11 ± 0.37 کاهش یافته است هر چند در تصاویر اصلاح تضعیف نشده و شده مردان میانگین کنتراست به نقص بالاتر است. سیگنال به نویز تصاویر اصلاح تضعیف شده به طور معنی داری با درجه اطمینان 0.95 ($P \text{ Value} < 0.001$) کاهش پیدا کرده است. به طوری که میانگین سیگنال به نویز تصاویر پس از اصلاح تضعیف از 0.49 ± 1.90 به 0.45 ± 1.62 کاهش یافته است هر چند در تصاویر اصلاح تضعیف نشده مردان میانگین سیگنال به نویز بالاتر و در تصاویر اصلاح تضعیف شده زنان میانگین سیگنال به نویز بالاتر است. قدرت تفکیک فضایی تصاویر اصلاح تضعیف شده به طور معنی داری با درجه اطمینان 0.95 ($P \text{ Value} < 0.001$) بهبود پیدا کرده است و یا به عبارت دیگر مقدار FWHM به طور معنی داری کاهش یافته است. به طوری که میانگین FWHM تصاویر پس از اصلاح تضعیف از 7.17 ± 28.99 به 6.86 ± 25.78 کاهش یافته است هر چند در تصاویر اصلاح تضعیف نشده و شده مردان میانگین FWHM بالاتر است.

بحث و نتیجه گیری

اگر چه اصلاح تضعیف در اسکن میوکارد قلب با استفاده از اسکن عبوری از یک دهه قبل آغاز شده است ولی گزارشات رسیده از عملکرد تشخیصی این روش تا به امروز در پرده ای از ابهام قرار دارد. فیکارو با استفاده از یک سیستم سه سر و اسکن عبوری با ایزوتوپ امرسیوم- 241 و همزمان با اسکن گسیلی اصلاح تضعیف را بر روی بیماران قلبی انجام دادند (۶). از این مطالعه که در

نیز دارای مقادیر P Value بزرگتری هستند. یافته های کمی و عددی: با مقایسه تصاویر اصلاح شده و اصلاح نشده با نتایج آنژیوگرافی مشاهده می شود که حساسیت آزمون از 0.86 در تصاویر اصلاح تضعیف نشده به 0.96 در تصاویر اصلاح تضعیف شده افزایش و در مقابل اختصاصی بودن آزمون از 0.85 در تصاویر اصلاح تضعیف نشده به 0.54 در تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش پیدا کرده است. در نتیجه صحت تشخیصی تصاویر نیز از 0.86 در تصاویر اصلاح تضعیف نشده به 0.78 در تصاویر اصلاح تضعیف شده کاهش پیدا کرده است. نسبت دیواره قدامی به تحتانی در تصاویر اصلاح تضعیف شده در مردان کاهش چشمگیری داشته است با وجود اینکه در زنان نیز این نسبت کاهش یافته است. به طور کلی میانگین نسبت دیواره قدامی به تحتانی در کل بیماران در وضعیت اصلاح نشده برابر 0.139 ± 1.23 در مرحله استرس به 0.142 ± 1.24 در مرحله استراحت بوده است که پس از اصلاح به ترتیب به 0.08 ± 0.97 و 0.10 ± 0.98 تغییر یافته است. بنابراین نسبت دیواره های قدامی به تحتانی به صورت معنی داری ($P \text{ Value} < 0.001$) در تصاویر اصلاح شده کاهش پیدا کرده است. همچنین نسبت دیواره خارجی به سپتال در تصاویر اصلاح تضعیف شده در زنان کاهش چشمگیری داشته است با وجود اینکه در مردان نیز این نسبت کاهش یافته است. به طور کلی میانگین نسبت دیواره خارجی به سپتال در کل بیماران در وضعیت اصلاح نشده برابر 0.214 ± 1.21 در مرحله استرس و برابر 0.220 ± 1.19 در مرحله استراحت بوده است که به ترتیب به 0.24 ± 0.92 و 0.25 ± 0.90 تغییر یافته است. بنابراین نسبت دیواره های خارجی به سپتال به صورت معنی داری ($P \text{ Value} < 0.001$) در تصاویر اصلاح شده کاهش پیدا کرده است. کنتراست تصاویر اصلاح تضعیف شده به طور معنی داری با درجه اطمینان 0.95 ($P \text{ Value} < 0.001$) کاهش پیدا کرده است. به طوری که میانگین

این روش جدید گران قابل مقایسه نیست. البته روش SPET-CT دارای مزایای خاص خود می باشد. اصلاح تضعیف با این روش بخوبی انجام می پذیرد ولی باید دید که آیا از نظر اقتصادی هزینه بالای این روش تصویر برداری قابل توجیه می باشد. با توجه به مباحث فوق می توان این گونه بحث نمود که اصلاح تضعیف بیشتر در مردان موثر بوده و بیشتر نیز در نواحی دیواره های تحتانی و سپتال که شریان مسئول این قسمت RCA می باشد تاثیرگذار است. بدترین تاثیر اصلاح تضعیف نیز که منجر به ایجاد آرتیفکت های جدید مصنوعی می شود در زنان و در نواحی دیواره های قدامی - خارجی می باشد. عامل مهم دیگری که پزشکان را در تفسیر تصاویر یاری می دهد تجربه آنها می باشد.

رمیر و همکاران در مطالعه ای که اثر تجربه را در تفسیر تصاویر اصلاح نشده و اصلاح شده بررسی نمودند به این نتیجه رسیده اند که یک سال تجربه در گزارش تصاویر تاثیر معنی داری را در افزایش صحت تشخیصی گزارشهای آنها داشته است (۱۳). در این تحقیق نیز به این علت که پزشکان تا به حال با تصاویر اصلاح تضعیف شده آشنا نبودند و با توجه به موارد فوق در گزارش تصاویر اصلاح شده دچار یک عدم تجربه و تردید بودند. در حال حاضر تفسیر تصاویر تا حدودی زیادی Subjective بوده و علت این خطاها نیز همین مورد می باشد. شاید Objective شدن این موضوع بتواند این مشکل را حل نماید. البته این مورد که منجر به کم رنگ شدن نقش پزشک در تفسیر تصاویر می گردد جای بحث بسیار زیادی را دارد. در بسیاری از مواقع نیز عکس این موضوع صدق می کند به طوری که پزشک با دیدن شرح حال بیمار و نتایج تست ورزش و تصاویر سینماتیک و نماهای پلانار مانند Left Lateral می تواند استنتاج متفاوتی از ظاهر تصاویر داشته باشد که در بسیاری از موارد نیز صحیح است. در این تحقیق نکته قابل ذکر این است که پزشکان در تفسیر این نوع تصاویر بی تجربه و نا

سال ۱۹۹۶ انجام پذیرفته و به عنوان اولین تلاش در این راستا محسوب می گردد تا به امروز که مطالعات متعددی در سر تاسر جهان انجام پذیرفته است، محققان و متخصصان این رشته هنوز به یک توافق نهایی در راستای به کار گیری اصلاح تضعیف با این روش نرسیده اند. در سایر مطالعات انجام شده از ایزوتوپ های امرسیوم ۲۴۱ (۶، ۷) و گادولینیوم ۱۵۳ (۱، ۲، ۱۳-۸) و باریم ۱۳۳ (۱۴) و تکنسیوم ۹۹m (۱۵) به طور همزمان استفاده شده است. استفاده از تکنسیوم ۹۹m به روش ترتیبی یک تلاش جدید در این راستا محسوب می گردد و در این تحقیق به دلایل فوق از این روش استفاده شده است. ناحیه قفسه سینه مجموعه ای از بافت های مختلف با ضرایب تضعیف و دانسیته های متفاوت می باشد. در این تحقیق با توجه به تضعیف کاملاً غیر یکنواخت قفسه سینه و محتویات آن از روش اصلاح تضعیف بعد از بازسازی استفاده شده است (۱۶). در مطالعات نسبتاً مشابه دیگر (۷-۱۸) که البته از نظر روش انجام همگی با روش این تحقیق متفاوت هستند و همگی از منبع گادولینیوم ۱۵۳ جهت اسکن عبوری استفاده می نمایند نتایج بیان شده آنها به طور Objective با نتایج این پایان نامه مشابه هستند و تفاوت موجود بر سر مسائلی است که Subjective است. به عبارت دیگر تفاوت در میزان آشنایی پزشکان به تفسیر تصاویر اسکن قلب و پدیده تضعیف و تصاویر اصلاح تضعیف شده یکی از مهمترین علت تغییر نتایج مطالعه است. در هر صورت اصلاح تضعیف با وجود همه این مشکلات دارای صحت پر از ابهامی است. شاید یکی از مهمترین عوامل موثر در این زمینه عدم به کارگیری اصلاح تضعیف در کلینیک و در نتیجه عدم آشنایی و تجربه پزشکان با این نوع تصاویر می باشد.

روش اصلاح تضعیف با استفاده از اسکن عبوری با وجود این ابهامات در مقایسه با روشی مانند SPET-CT از نظر هزینه و در دسترس بودن مراکز پزشکی هسته ای به

پیشنهادات

با توجه به مسائل مختلف بوجود آمده بر سر راه انجام این تحقیق موارد زیر به عنوان یک راهنما می تواند برای محققین دیگر مورد توجه باشد:

در مطالعات بعدی می توان از نمونه های مورد بررسی و تعداد پزشکان با تجربه بیشتری جهت تفسیر تصاویر استفاده کرد و اصلاح پراکندگی را نیز به همراه اصلاح تضعیف انجام داد و در نتیجه از روش همزمان جهت اسکن عبوری و گسلیلی استفاده کرد. می توان از منابع دیگر اسکن عبوری مانند نقطه ای و یا خطی و یا خطی متحرک با ایزوتوپ های دیگر و روش های بازسازی دیگر با فیلترهای مختلف استفاده کرد. باید در ابتدای کار یک برنامه کنترل کیفیت جهت اسکن عبوری تنظیم کرد. در صورت امکان نیز می توان از دوربینهای ۳ سر جهت اصلاح تضعیف استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

از مرکز پزشکی هسته ای الوند و دانشگاه تربیت مدرس که در انجام این تحقیق (پایان نامه کارشناسی ارشد) همکاری لازم را داشته اند تشکر و قدردانی می شود.

آشنا بودند و همین موضوع منجر به کاهش اختصاصی بودن و حساسیت و صحت تشخیصی تصاویر گشته است. نکته بعدی این است که در اغلب تفسیر این تصاویر پزشکان در بسیاری از موارد مردد بودند و گاهی این شک و تردید را که آیا این نقص یک آرتیفکت است و یا ایسکمی بیان می کردند و با تردید تفسیر می نمودند. نکته قابل بحث دیگر این می باشد که شاید رویت هر دو تصویر اصلاح نشده و شده به طور همزمان بتواند بر این مشکل غلبه نماید.

نتیجه گیری کلی

در هر صورت اصلاح تضعیف با وجود همه این مشکلات دارای صحت پر از ابهامی است. شاید یکی از مهمترین عوامل موثر در این زمینه عدم به کارگیری اصلاح تضعیف در کلینیک و در نتیجه عدم آشنایی و تجربه پزشکان با این نوع تصاویر می باشد. در مجموع می توان نتیجه گرفت که موارد زیر می تواند توجیه کننده این مورد باشد:

- ۱- سازنده های برنامه های اصلاحی اطلاعات کافی را در اختیار استفاده کنندگان قرار نمی دهند.
- ۲- پیچیدگی زیاد فاکتورها و ابزارهای در دسترس.
- ۳- تفاوت تصاویر سیستم های متفاوت.

منابع

1. Prvulovich E, Loon A, Bomanji J, Jarritt P, Ell P. Effect of attenuation correction on myocardial thallium-201 distribution in patients with a low likelihood of coronary artery disease. *Eur J Nucl Med* 1997;24: 266-275
2. Kluge R, Sattler B, Seese A, Knapp W. Attenuation correction by simultaneous emission-transmission myocardial single-photon emission tomography using a technetium-99m-labelled radiotracer: impact on diagnostic accuracy. *Eur J Nucl Med* 1997;24: 1107-1114
3. Wackers FJT. Correction of nonuniform soft tissue attenuation. *Eur J Nucl Med* 2002 ; 29 : 412 - 415
4. Heller G, Links J, Bateman T, Ziffer J, Ficaro E, Cohen M, Hendel R. Joint position statement: attenuation correction of myocardial perfusion spect scintigraphy. *ASNC & SNM* 2005
5. Bouwens L, Walle RV, Koole JN, Asseler Y, Vandenberghe S, Lemahieu I, Dierckx RA. Image-correction techniques in spect. *Comp Med Image* 2001;25: 117-126
6. Ficaro E, Fessler J, Shreve P, Kritzman J, Rose P, Corbett J. Simultaneous transmission / emission myocardial perfusion tomography. *Circulation* 1996; 93: 463- 473.
7. Orbett JR, Ficaro EP. Attenuation correction: a better cardiac SPECT. *Acc Curr J Rev* 2000;9: 525-531

8. Hendel R , Berman D, Cullom J, Follansbee W, Heller G, Kiat H, Groch M, Mahmarian J . Multicenter clinical trial to evaluate the efficacy of correction for photon attenuation and scatter in SPECT myocardial perfusion imaging. *Circulation*.1999; 99 : 2742- 2749
9. Gallowitsch HJ, Sykora J, Mikosch P, Kresnik E, Unterweger O, Molnar M, Grimm G, Lind P. Attenuation-corrected thallium-201 single- photon emission tomography using a gadolinium-153 moving line source : clinical value and the impact of attenuation correction on the extent and severity of perfusion abnormalities. *Eur J Nucl Med* 1998;25: 220-228
10. Gallowitsch HJ, Unterweger O, Mikosch P, Kresnik E, Sykora J, Grimm G, Lind P. Attenuation correction improves the detection of viable myocardium by thallium-201 cardiac tomography in patients with previous myocardial infarction and left ventricular dysfunction. *Eur J Nucl Med* 1999;26: 459-466
11. Prvulovich E, Jarritt P, Lonn A, Vorontsova E, Bomanji J, Ell P. Influence of arm positioning on tomographic thallium-201 myocardial perfusion imaging and the effect of attenuation correction. *Eur J Nucl Med* 2000;27: 1349-1355
12. Kjaer A, Cortsen A, Rahbek B, Hasseldam H, Hesse B. Attenuation and scatter correction in myocardial spet: improved diagnostic accuracy in patients with suspected coronary artery disease. *Eur J Nucl Med* 2002;29 : 1438-1442
13. Slart R, H. Que T, Veldhuisen D, Poot L, Blanksma P, Piers D, Jager P. Effect of attenuation correction on the interpretation of 99m-Tc-sestamibi myocardial perfusion scintigraphy : the impact of 1 year's experience. *Eur J Nucl Med* 2003;30: 1505-1509.
14. Ohansen A, Grupe P, Veje A, Braad P, Hoiland-carlsen P. Scatter and attenuation correction changes interpretation of gated myocardial perfusion imaging. *Eur J Nucl Med* 2004;31 :1152-1159
15. Kojima A, Kawanaka K, Nakaura T, Shiraishi S , Utsunomiya D, Katsuda N. Attenuation correction using combination of a parallel hole collimator and an uncollimated non- uniform line array source. *Ann Nucl Med* 2004;18; 5:385-390
16. Bailey DL. Transmission scanning in emission tomography. *Eur J Nucl Med* 1998;25: 774-78
17. Shotwell M, Singh B, Fortman C, Bauman B, Lukes J, Gerson M. Improved coronary disease detection with quantitative attenuation-corrected Tl-201 images *Nucl Cardiol* 2002;9: 52-61.[Abstract]
18. Bateman T, Cullom S. Attenuation correction single-photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. *Semin Nucl Med* 2005; 35;1:1-22