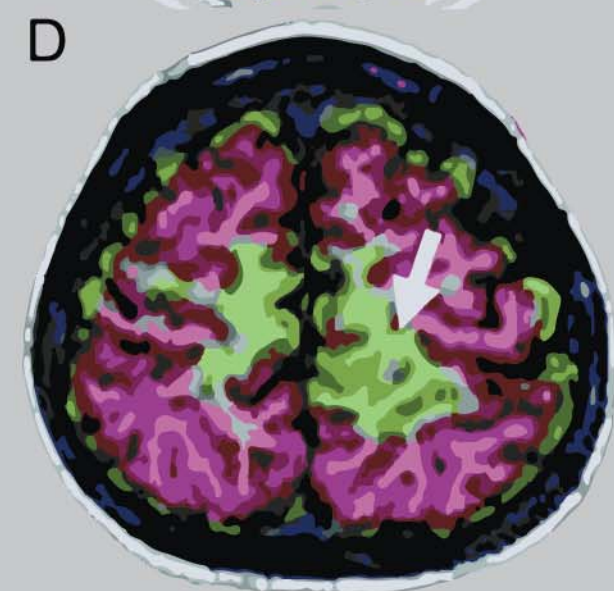
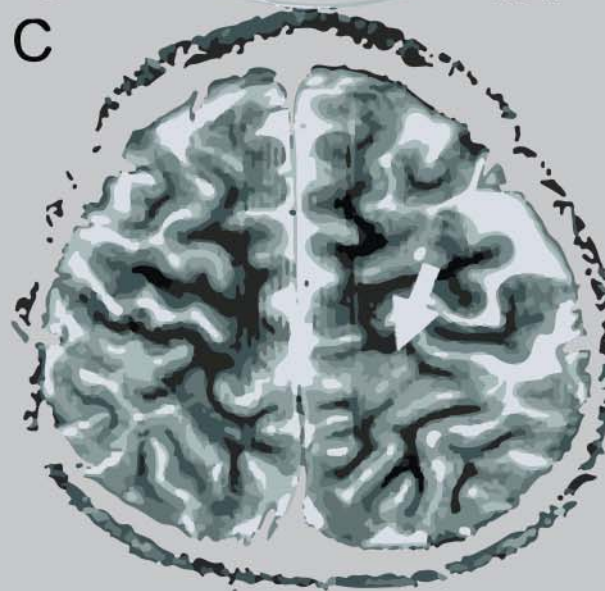
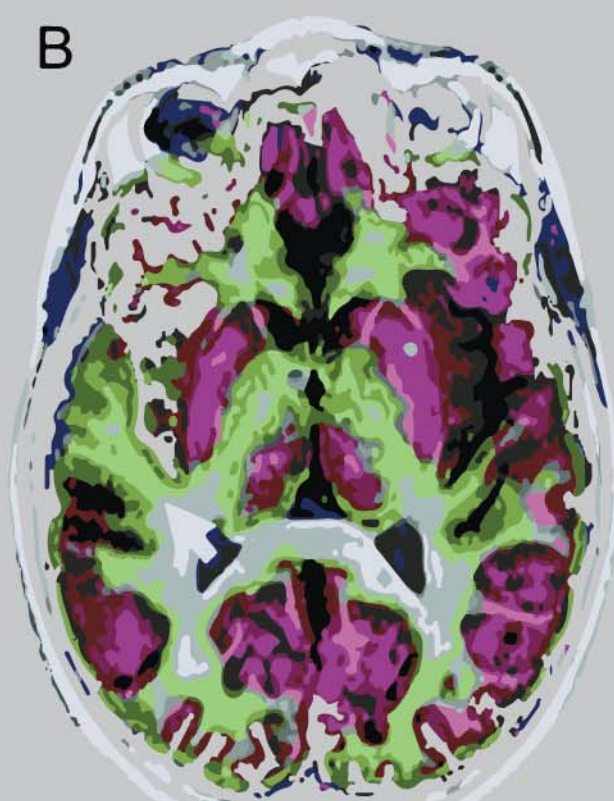
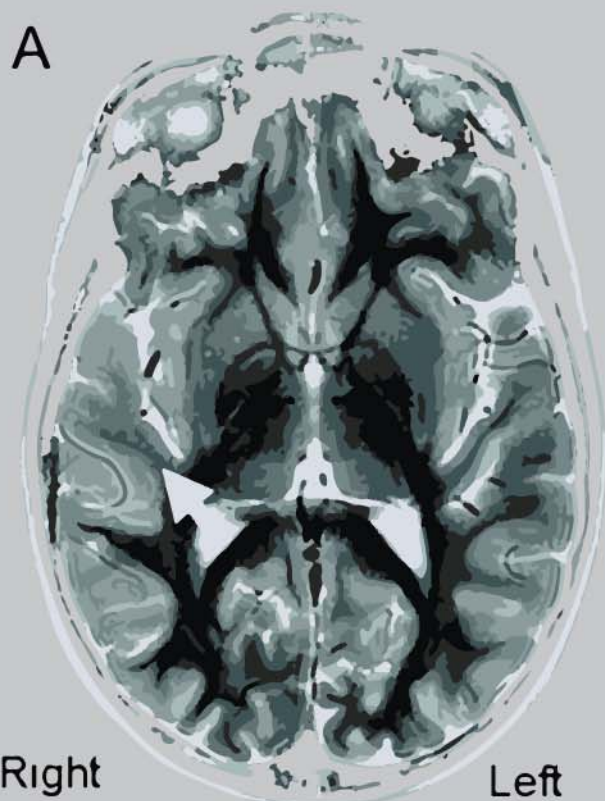




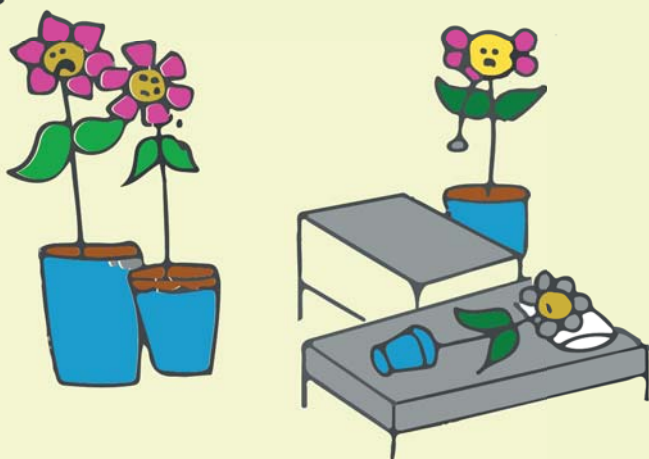
0



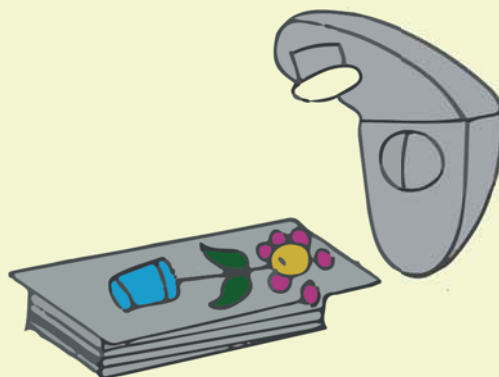
00



000



000



0000



0000



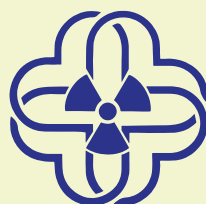
00000



RFH

RADIATION FOR HEALTH

گاهنامه علمی تخصصی علوم پرتویی RFH
ویژه‌ی رشته‌های رادیولوژی، پزشکی هسته‌ای، رادیوتراپی، فیزیک پزشکی،
فناوری تصویربرداری پزشکی، رادیوبیولوژی و حفاظت پرتویی
سال دوم، شماره سوم، آبان ۹۶



RADIATION
FOR HEALTH

RFHMAG2016@YAHOO.COM
Telegram: @RFHMAG
WWW.PARAMEDFAC.TBZMED.AC.IR

شناسنامه

صاحب امتیاز و مدیر مسئول: توحید عباسی آذر

• سردبیران:

بخش رادیولوژی:

- دکتر محمد حسین دقیقی؛ متخصص رادیولوژی

- دکتر محمد حسین عبد کریمی؛ متخصص رادیولوژی

- آقای علی کیانی نظری؛ کارشناس ارشد MRI

- آقای علی طریقت نیا؛ کارشناس ارشد فیزیک پزشکی

بخش پزشکی هسته‌ای:

- دکتر اسماعیل قره پاپاق؛ متخصص پزشکی هسته‌ای

- دکتر اشرف فخاری؛ متخصص داروسازی هسته‌ای

- مهندس محمد حسین رحم جو؛ مدیر فروش شرکت تجهیزات

پزشکی پیشرفته

بخش رادیوتراپی:

- دکتر بهنام نصیری مطلق؛ متخصص رادیوتراپی

- دکتر اصغر مصباحی؛ متخصص فیزیک پزشکی

- دکتر رضا اقدام ضمیر؛ متخصص رادیوتراپی

بخش حفاظت پرتویی:

- دکتر پریناز محنتی؛ متخصص فیزیک پزشکی

- دکتر داوود خضری؛ متخصص فیزیک پزشکی

- دکتر پریسا اخلاقی؛ متخصص فیزیک پزشکی

بخش مطالب گوناگون:

- آقای علی چراغی؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی

- خانم سمیه نصرالهی؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی

• دبیران اجرایی: رسول عیوض زاده، میلاد انواری

• کار نویسندگان: بهینه امانلو

• وب سایت دانشکده: مهندس بهرام فرجی

• طراحی و صفحه آرایی: محمد محی الدینی

• اعضای هیئت تحریریه:

دکتر آرمین زرین تن، مهندس رضا نعمت الهی، علی کیانی، جمیل

عبدالمحمدی، وحید شهمایی، رضا ملک زاده، رامین قاسمی شایان،

پریا آذرنیا، امین صفرائی، نسرین اسلامی، فاطمه وثوقی، لیلا مرادی،

سید فرزین مبین، مرتضی نجفی وند، علی چراغی، علی جعفری،

حجت رستگار

با سپاس فراوان از همکاری:

- انجمن علوم پرتونگاری ایران

- انجمن علوم پرتونگاری استان آذربایجان شرقی

- گروه آموزشی رادیولوژی دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی

تبریز

- گروه آموزشی تکنولوژی رادیولوژی دانشکده پیراپزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تبریز

- اساتید و کارکنان بخش‌های طب هسته‌ای، رادیولوژی و

رادیوتراپی بیمارستان امام رضا (ع) تبریز

- مراکز رادیولوژی آفتاب و دکتر قادری شهر تبریز

- انجمن اسلامی دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی تبریز

- اداره تعالی امور فرهنگی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

و سپاس فراوان از همه‌ی انسان‌های بزرگ که مایه امید و پشتوانه

ما در چاپ و نشر این اثر علمی شدند.

فهرست

بخش رادیولوژی

۶	اصول و تکنیک‌های ام آر آی قلب ۱
۲۰	نگاهی مختصر بر آنژیوگرافی عروق کرونری از طریق
۲۲	شریان رادیال
۲۵	PACS Administrator (PADMIN)
	مقدمه‌ای بر کنترل کیفی در رادیوگرافی دیجیتال

بخش پزشکی هسته‌ای

۲۷	P.E.T در تصویربرداری آدرنال
۳۰	تصویر برداری فانکشنال (Functional Imaging)
۳۴	تصویربرداری مولکولی

بخش رادیوتراپی

۳۶	سرطان تیروئید؛ اتیولوژی، نشانه‌ها و درمان
۴۰	سرطان مری؛ اپیدمیولوژی، شناخت بیماری، مراحل بیماری
۴۶	رادیوتراپی سرطان مری
۵۰	پرتودرمانی با هدایت تصویر (IGRT)

بخش حفاظت پرتویی

۵۶	گردش کار رادیوگرافی دیجیتال: حفاظت پرتویی کودکان
۵۹	اصول مانیتورینگ دوز تابشی در تصویربرداری پزشکی

بخش مطالب گوناگون

۶۲	Radiology Events 2017-2018
۶۴	مبحث یادگیری
۶۵	معرفی کتاب

مقالات پژوهشی

Quantitative susceptibility mapping (QSM) basic and applica tion	66
Determination of intra-axial brain tumors cellularity through the analysis of T2 Relaxation time of brain tumors before surgery using MATLAB software	67
Investigating the Epidemiology of Patients with Intracranial Hemorrhage Caused by Head Trauma at the Khatamolnbia Hospital in Zahedan	68
Reducing Breast cancer induction risk from chest CT scanning exams	69
کنفرانس یک روزه «حفاظت در روش‌های تصویربرداری پزشکی»	۷۰



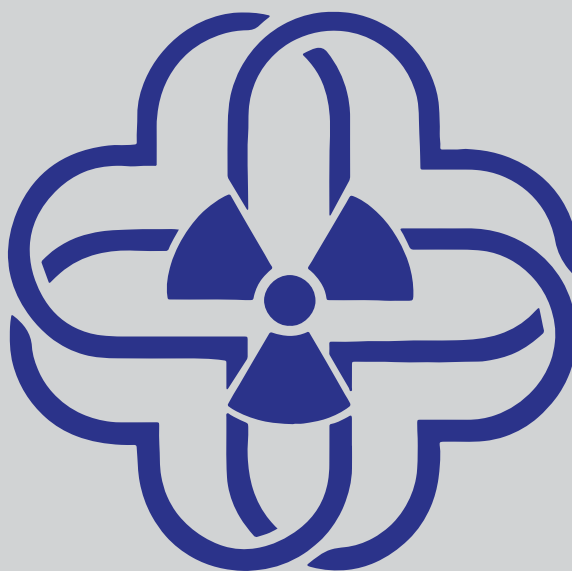
بنام خدا

همانگونه که بارها از نزدیک خدمت دست اندرکاران گاهنامه RFH عرض کرده ام، انتشار این مجله و مجلات مشابه توسط دانشجویان رشته های پزشکی و با نظارت اعضا هیئت علمی دانشگاه میتواند کمک شایانی به رشد و پویایی علوم مختلف بویژه رشته های مرتبط با رادیولوژی نماید.

از جمله رشته های نسبتاً جوان و سریعاً پیشرونده، رشته پزشکی هسته ای و رادیوفارماسی می باشد که بخصوص در یکی دو دهه ی اخیر با راه اندازی و تکمیل سیستم های تصویربرداری PET و PET/CT و ساخت رادیوداروهای جدید، گام بسیار بلندی در امر تشخیص و درمان اولیه بیماریها مخصوصاً سرطانها و بیماری های قلبی و مغزی برداشته است. متأسفانه در حال حاضر بسیاری از مراکز پزشکی هسته ای در ایران، من جمله در شمالغرب، از وجود تجهیزات پیشرفته PET/CT و بخشهای بستری یدتراپی محروم می باشند که امیدواریم با همت و یاری مسئولین، بزودی این نقیصه هم برطرف شده و بیماران نیازمند دسترسی آسان به مراکز فوق را داشته باشند. اینجانب مطالعه این محله پربار علمی را به تمامی دانشجویان و علاقه مندان مطالب علمی مرتبط با رادیولوژی و پرتوپزشکی توصیه می نمایم و امیدوارم در ادامه راه خود، موفق تر و پربارتر باشد.

دکتر اسماعیل قره پاپاق

دانشیار بخش پزشکی هسته ای بیمارستان امام رضا(ع)



**RADIATION
FOR HEALTH**

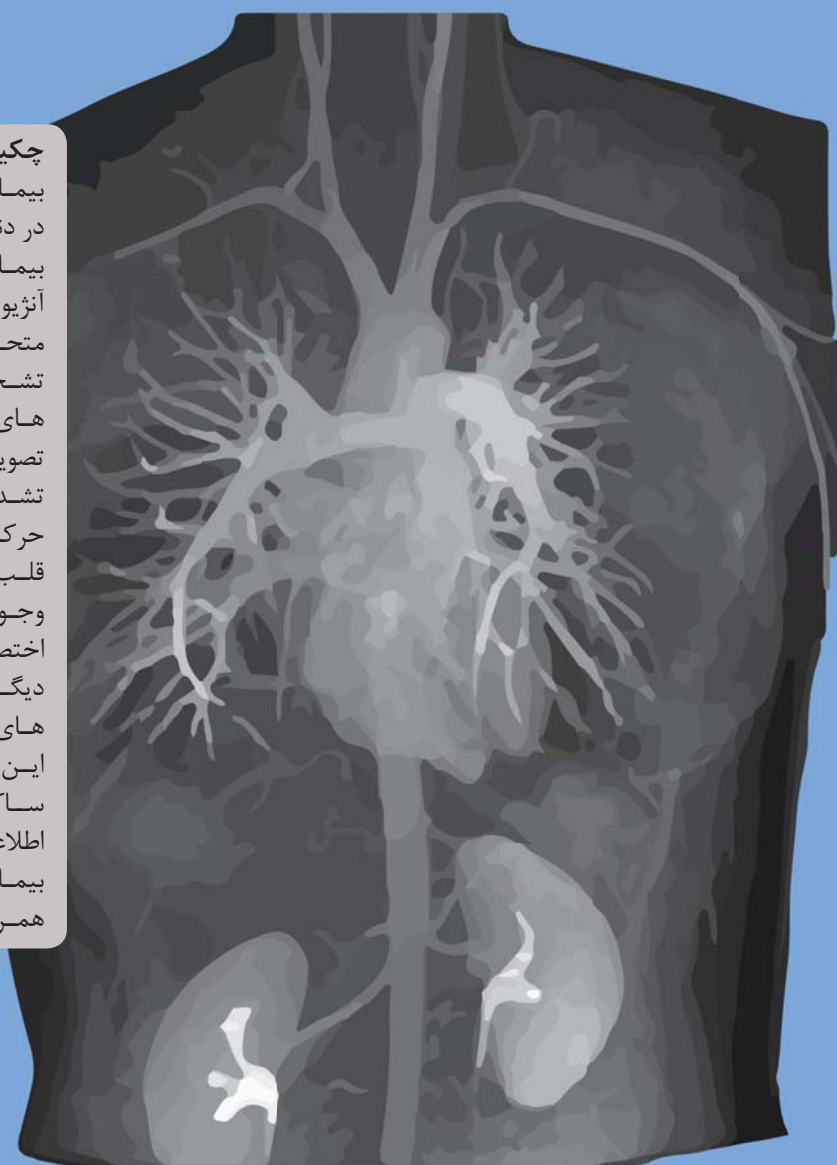
اصول و تکنیک‌های ام آر آی قلب ۱

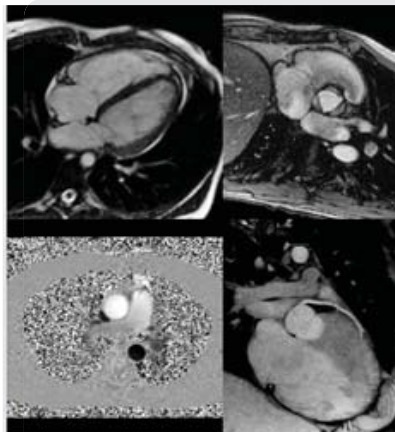
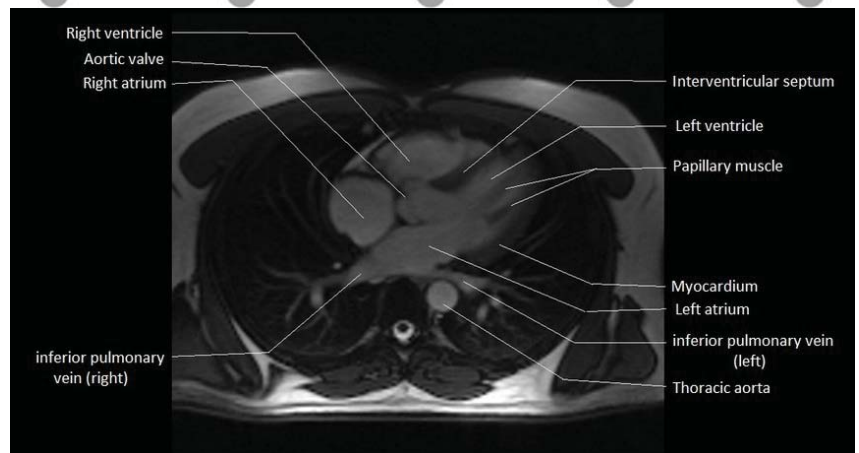


علی کیانی نظرلو
کارشناس ارشد ام آر آی
مدرس دانشگاه علوم پزشکی تبریز

چکیده:

بیماری‌های قلبی یکی از عمده‌ترین عوامل مرگ و میر در دنیای امروزی می‌باشد. (۱) روش تشخیص طلایی برای بیماری قلبی و عروق کرونری، به ترتیب اکوکاردیوگرافی و آنژیوگرافی انتخابی با اشعه ایکس است. هر ساله در ایالات متحده و اروپا بیش از ۱۰۰۰۰۰۰ از این روش تهاجمی جهت تشخیص این بیماری استفاده می‌شود. یکی دیگر از روش‌های تشخیصی تصویربرداری تشدید مغناطیسی است. این تصویربرداری بطور بحث‌انگیزترین تکنیک تصویربرداری تشدید مغناطیسی است. این تکنیک نه تنها باید جبران حرکت تنفسی بیمار را بنماید بلکه حرکات غیر قابل توقف قلب را باید در نظر بگیرد. انواع متنوعی از سکانس پالس وجود دارند که بعضی از آنها انحصاراً به تصویربرداری قلبی اختصاص دارند و برخی دیگر در تصویربرداری ارگانه‌های دیگر نیز استفاده می‌شوند. همه این روش‌ها، پیچیدگی‌های خاصی را در فهم تصویربرداری قلبی در بردارند. کاربرد این تکنیک‌ها، در تصویربرداری دینامیک (سینی) به‌علاوه ساکن، و کسب اطلاعات عملکردی فیزیولوژیک در کنار اطلاعات آناتومیک، سختی کار را به طریقی نه تنها برای بیمار و تکنولوژیست بلکه برای فیزیست و رادیولوژیست به همراه آورده است.





شکل ۱: نمونه ای از سکانس های تصویربرداری قلب و عروق

تمام نواحی آناتومیکی، عدم محدودیت برش برداری، کنتراست عالی بافت. در تصویربرداری ام.آر.آی قلب و عروق از تکنیک ها و سکانس های متعددی استفاده می شود.

فصل دوم: کنترل فیزیولوژیکی در تصویربرداری قلب و عروق

عوامل فیزیولوژیکی نقش مهمی در تصویربرداری قلب و عروق بازی می کند. حرکات فیزیولوژیکی ممکن است سبب آرتیفکت شده و در تفسیر تصاویر مشکل ساز بشود. در تصویربرداری قلب، تنفس و حرکت قلبی عامل ایجاد آرتیفکت می باشند. جهت جلوگیری از این نوع آرتیفکت ها جمع آوری داده بایستی با حرکات فیزیولوژیک هماهنگ شود (بجز در مواردی که بررسی، real time باشد). بدین جهت از triggering، Gating و کنترل تنفسی (Respiratory control) استفاده می شود.

حرکت قلبی و سیگنال ECG

مقدمه

تصویربرداری قلبی بطور بحث انگیز، پیچیده ترین تکنیک تصویربرداری رزونانس مغناطیسی است. این تکنیک نه تنها باید جبران حرکت تنفسی بیمار را بنماید بلکه حرکات غیر قابل توقف قلب را باید در نظر بگیرد. انواع متنوعی از سکانس های پالسی وجود دارند که بعضی از آنها انحصاراً به تصویربرداری قلبی اختصاص دارند و برخی دیگر در تصویربرداری ارگانه های دیگر نیز استفاده می شوند. همه این روشها، پیچیدگی های خاصی را در فهم تصویربرداری قلبی در بردارند. کاربرد این تکنیک ها در تصویربرداری دینامیک (سینی) بعلاوه ساکن، و کسب اطلاعات عملکردی فیزیولوژیک در کنار اطلاعات آناتومیک، سختی کار را بطریقی نه تنها بیمار و تکنولوژیست بلکه برای فیزیست و رادیولوژیست به همراه آورده است. (۲)

فصل اول:

تاریخچه و مزایای تصویربرداری تشدید مغناطیسی (MRI)

قلب و عروق

اولین تصویر ام.آر.آی قلب به اواخر سال ۱۹۸۳ بر میگردد. با این حال، تا چند سال قبل، تصویربرداری MRI قلب و عروق به آناتومی محدود بود. اما تصویربرداری عملکردی قلب بدنبال ورود سکانس های سریع امکان پذیر شد. از کاربردهای این روش می توان به این موارد اشاره کرد: نمایش عملکردی، نمایش آناتومی، نمایان سازی و ارزیابی جریان، متمایز سازی بافت و نمایش عروق کرونری

مزایای MRI قلب و عروق

مزایای MRI قلب و عروق عبارتند از: غیر تهاجمی، ارزیابی

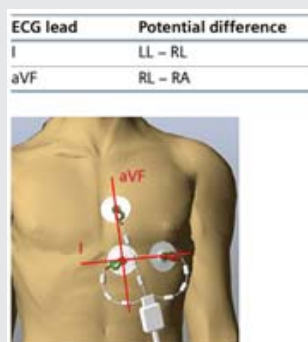
جبران حرکت قلبی^۱:

حرکت قلبی یک پدیده پیچیده، بصورت ترکیبی از کوتاه شدن طولی (long Axis)، انقباض شعاعی (Short Axis)، و حرکت چرخشی می باشد. اگرچه حرکت قلبی می تواند توسط پالس اکسی متر یا مونیتور پالسی اندامی^۲ آشکار شود ولی بکار گیری درپچه بندی ECG دقیقتر است و نتایج بهتری را ارائه می دهد. درپچه بندی ECG اجازه می دهد تا سیگنال فاز مربوطه قلبی (یعنی سیستول، وسط دیاستول، یا دیاستول) در سیکل کامل قلبی ثبت شود در نتیجه باعث کاهش اثر حرکت قلبی می شود. در هر حال، پیچیدگی بیشتری در ارتباط با فاصله بین هر دو پیک R مجاور در یک سیکل قلبی وجود دارد که شامل الف) تغییر لحظه ای ضربان به ضربان نرمال قلب ب) انقباض نارس^۳ ج) تغییر ضربان قلبی در اثر تنفس (بخصوص هنگام نگهداری نفس) می باشد. فاصله ضربان به ضربان و انقباض نارس بین بیماران مختلف فرق می کند و اگر به اندازه به حد کافی مهم باشد، می تواند تاثیر منفی روی کیفیت تصویر بگذارد.

جهت هماهنگ سازی حرکت قلب با جمع آوری داده بایستی سیکل قلبی را دتکت کنیم. سیگنال ECG فعالیت رپولاریزاسیون و دیپولاریزاسیون غشا سلول را در عضله قلب و در طی فعالیت قلبی ثبت می کند. میدان دو قطبی تولید شده در عضله قلب در عضله قلب طی زمان، بوسیله بردارهای الکتریکی نمایش داده می شود. نیروی میدان دو قطبی بوسیله الکترودهایی که روی پوست بیمار چسبانده شده، اندازه گیری می شود. میدان دوقطبی در طی انتهای سیستول خیلی قوی است که در آن زمان جهت محور آناتومی قلب را نشان می دهد که از قاعده قلب تا آپکسنوک) قلب می باشد. این نشانگر

موج R در سیگنال ECG

است. جهت^۳ تهیه کاردیوگرام (VCG) نیاز به دو عدد لید می باشد که شامل I و aVF می باشد و بصورت عمود به یکدیگر قرار می گیرد. جمع برداری از دو سیگنال ECG بدست می آید. جهت و دامنه بردار در هر سیکل قلبی متفاوت است. جهت بردارها این امکان را می دهند که آرتیفکت های جریان و دیگر عوامل مزاحم را از موج R افتراق داد.



شکل ۲: نحوه قرار گرفتن لیدهای ECG

وضعیت قرار گیری الکترودها

قرار گیری الکترودها در افراد مختلف فرق می کند (شکل ۳). جهت دریافت سیگنال بهتر، الکترودها بایستی با دقت قرار گیرند و بهتر است که پوست بیمار خشک و تمیز باشد و در صورت لزوم موهای آن ناحیه تراشیده شود و در صورتیکه سیگنال ضعیف باشد از ژل استفاده شود. اگر سیگنال ضعیف بود محل الکترودها را باید تغییر داد. (۳) (شکل ۳)

آمادگی های لازم

- بیمار چهار ساعت قبل از آزمون بایستی ناشتا باشد (مایعات بلامانع است).
- قبل از انجام آزمون به بیمار بگویید به دستشویی برود.
- روش انجام آزمون را به بیمار توضیح دهید.
- از بیمار بخواهید هرگونه شی فلزی را که دارد در بیاورد (گیره سر، سنجاق، جواهرات و غیره).
- هر دو دست بیمار رگ گیری وریدی شده و لاین شریانی وصل شود.
- وضعیت قرار گیری بیمار:
- خوابیده به پشت
- کویل بدن، یا کویل قلبی
- زیر پاهای بیمار بالش قرار دهید.
- به بیمار توصیه کنید از هد فون استفاده کند.
- تعبیه لید ECG و کنترل کیفیت سیگنال، بخصوص وقتی بیمار داخل مگنت باشد. (۴)

حرکت قلب و امواج پالسی

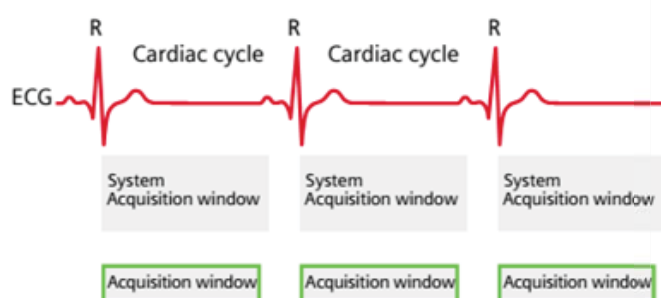
خروج سیستولیک خون از قلب نتیجه نوسان در فشار و حجم سیستم قلبی عروقی است که منجر به موج پالسی در سیستم شریانی می شود. موج پالسی می تواند به صورت سیگنال پالسی اندازه گیری شود. در طی تصویربرداری های MRI قلب، سیگنال پالسی با استفاده از سنسور پالسی در یکی از انگشتان انجام می شود. در مقایسه با موج R سیگنال ECG، موج پالس اولیه (فشار خون سیستولیک) در حدود ۳۰۰ میلی ثانیه بعد ظاهر می شود.



شکل ۳: تفاوت وضعیت قرار گیری الکترودها در افراد مختلف

جمع‌آوری داده توسط کاربر تنظیم می‌شود و معمولاً ۱۰٪ کمتر از پنجره جمع‌آوری سیستم می‌باشد. حداقل مدت زمان پنجره جمع‌آوری بوسیله TR، پالس‌های آماده‌سازی و تعداد برش‌ها تعیین می‌شود.

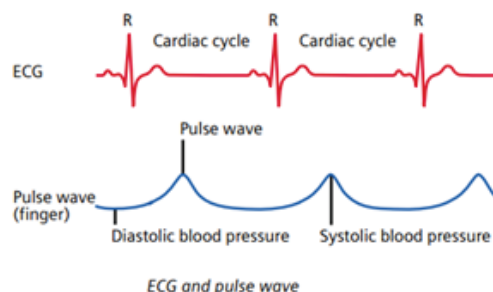
حرکت قلب و جمع‌آوری داده‌ها: درپچه بندی آینده نگر تکنیک درپچه بندی آینده نگر، از آشکارسازی موج R با تاخیر زمانی شروع (TD) و سپس شروع به جمع‌آوری داده فضای k می‌کند. در این حالت فضای k در یک محدوده زمانی از پیش تعیین شده مشخص، که درصد متوسطی از فاصله R به R (معمولاً ۸۰ تا ۹۰ درصد برای تصویربرداری دینامیکی^۵)، تکمیل می‌شود (در این شرایط ۱۰ تا ۲۰ درصد زمان فاصله R به R، هیچ‌گونه سیگنالی در فضای K جمع نمی‌شود). این روش باعث ثبت تعداد ثابت خطوط فضای K در فاصله R-R می‌شود (شکل ۶).



شکل ۶: شکل شماتیک جمع‌آوری پنجره

در این روش، ۱۰ تا ۲۰ درصد فاصله زمانی بین امواج R، که دیتا برای فضای K جمع‌آوری نمی‌شود، اختصاص به پنجره رد آریتمی‌ها دارد که از جمع‌آوری داده فضای K در مراحل اولیه موج R جلوگیری می‌کند چونکه در مراحل اولیه به موج‌های مجاور تغییرات زیادی در هر ضربان نسبت به ضربان دیگر وجود دارد. در هر حال این عمل ممکن است انقباض‌های نارس را حذف و یا ثبت نماید و این مشکل بعداً می‌تواند توسط انتخاب یک پنجره رد آریتمی‌های غیر نرمال و وسیع‌تر اضافی برطرف شود. تکنیک درپچه بندی آینده نگر می‌تواند در هر دو روش ساکن و دینامیک استفاده شود.

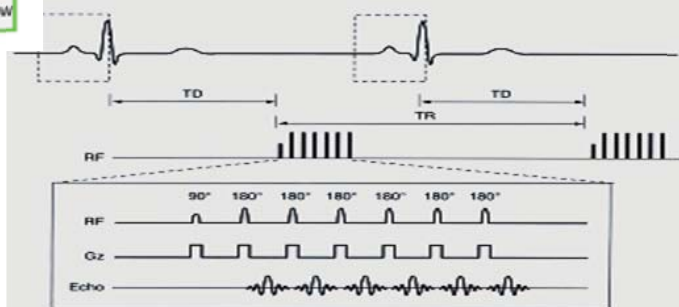
جهت هماهنگ‌سازی حرکت قلبی و جمع‌آوری داده، تصویربرداری‌ها بایستی همزمان با شروع سیکل قلبی شروع شود. این کار از طریق Triggering انجام می‌شود. Trigger به معنای شلیک کردن یا راه‌انداختن است. یعنی از آن لحظه شروع به جمع‌آوری داده می‌کنیم. به عبارتی دیگر به آن لحظه خاص از بازه زمانی گفته می‌شود که فرمان جمع‌آوری و اجرای پروتکل را می‌دهیم. فرایند جمع‌آوری داده را با



شکل ۴: ECG و موج پالسی

حرکت قلب و جمع‌آوری داده‌ها: پنجره جمع‌آوری داده
روش درپچه بندی ECG این محدودیت‌ها را از دو طریق اساسی در نظر می‌گیرد که شامل الف) درپچه بندی آینده نگر ب) درپچه بندی گذشته نگر (شکل ۵). بعلاوه، در مورد بیمارانی که تغییرات زیادی بین موج‌های R مجاور دارند یک

«پنجره رد ریتم‌های غیر نرمال»^۴ در هر دو تکنیک درپچه استفاده می‌شود تا جلوی پر شدن فضای k در شرایطی که موج‌های R خارج از محدوده قابل انتظار باشند گرفته شود. طول پنجره رد ریتم‌های غیر نرمال در اطراف موج R مورد نظر ممکن است بصورت متقارن یا غیر متقارن باشد.

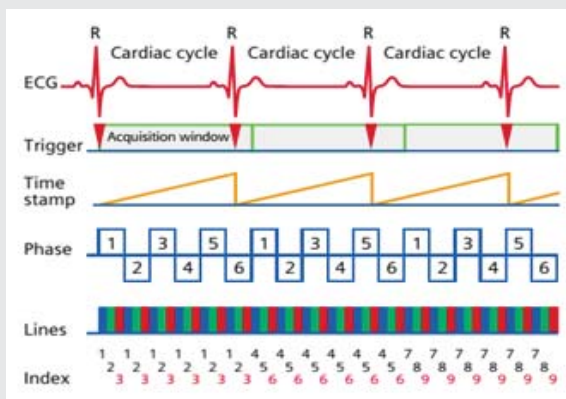


شکل ۵: تکنیک درپچه بندی آینده نگر برای یک تصویربرداری ساکن (تک فاز) و در وسط دیاستول در یک تک برش با استفاده از پالس سکانس اسپین اکوی سریع با توربوفاکتور ۶. به فاصله طولانی تاخیر بین موج R و شروع هر سکانس پالسی (با شروع پالس ۹۰) توجه کنید. مرجع نقطه چین اطراف بخش QRS موج قلبی، تعیین‌کننده پنجره رد ریتم‌های غیر طبیعی قلبی است که از خصوصیات تکنیک درپچه بندی آینده نگر است.

در مقایسه با حرکت قلبی، سرعت تصویربرداری MRI قلب واقعاً پایین است. به این دلیل ضرورت دارد که جمع‌آوری داده با حرکت قلبی همزمان شود. جمع‌آوری داده داخل پنجره جمع‌آوری سیستم صورت می‌گیرد. پنجره جمع‌آوری سیستم را کامپیوتر از روی سیکل ضربانات قلبی محاسبه می‌کند و مقدار آن کمتر از دوبرابر سیکل قلبی می‌باشد. پنجره

حرکت قلب و جمع آوری داده: دریچه بندی گذشته نگر

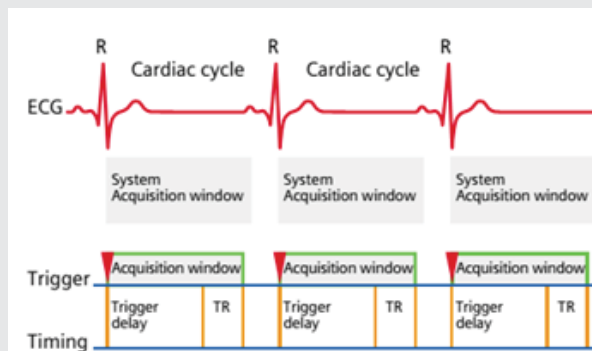
در روش دیگر، تکنیک دريچه بندي گذشته نگر، در هيچ فاصله زمانی بين ضربانات قلبی فضای k پر نمی شود. در اين تکنیک، فاصله موج های R به R به اندازه ۱۲۵ درصد نمونه برداری اضافی می شود و بطور گذشته نگر موج های R مجاور بررسی می شوند تا مشخص شود کدام خط فضای K مربوط به هر بخش سيكل قلبی می باشد (شکل ۹). اين تکنیک سبب پر شدن تعداد متغیر خطوط فضای K در هر بين مرحله R - R می شود. از آنجایی که فاصله زمانی R - R نسبت به ضربان قلب متغیر است، گاهی اوقات شامل انقباضات نارس نیز می باشد. بعد از جمع آوری سيگنال ها کامپیوتر یک الگوریتم بازسازی وزن دار را اجرا می کند و هر فاز سيكل قلبی را که سيگنال متعلق به آن است مشخص می نماید. اين تکنیک بیشتر برای سکانس های دينامیک (cine) از قبیل گراديان اکو، True FISP، siemens، يا FIESTA يا b-FFE و تصويربرداری کنتراست فاز به کار می رود (شکل ۹)



شکل شماتیک دریچه بندی گذشته نگر

شکل ۹: پالس سینی تک برش / چندفازی با استفاده از
سکانس پالسی GRE

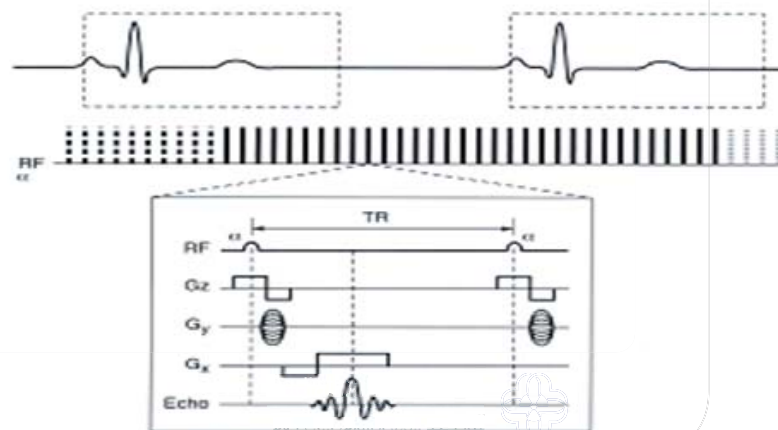
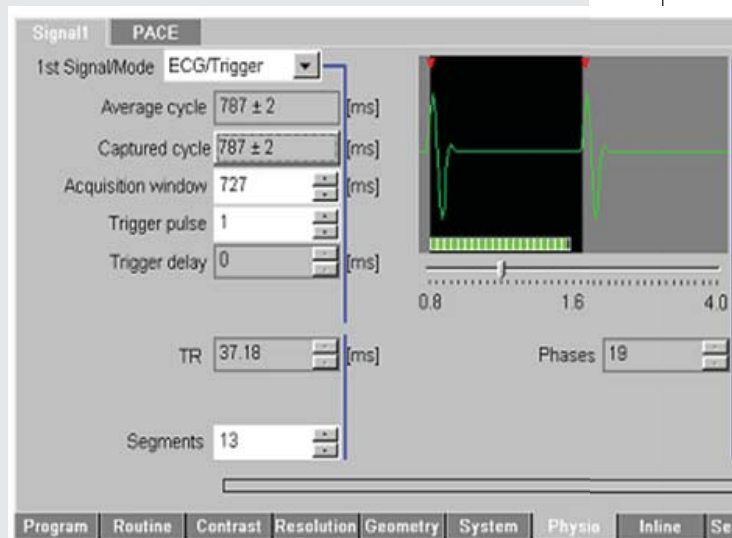
بازه زمانی R-R هماهنگ می‌کنیم و سعی می‌کنیم که TR پروتکل با R-R هماهنگ باشد. بسته به اینکه Trigger Delay را چقدر تنظیم کنیم می‌توانیم در مرحله سیستول و یا دیاستول تصویر برداری انجام دهیم.



شکل ۷: TR و Trigger Delay

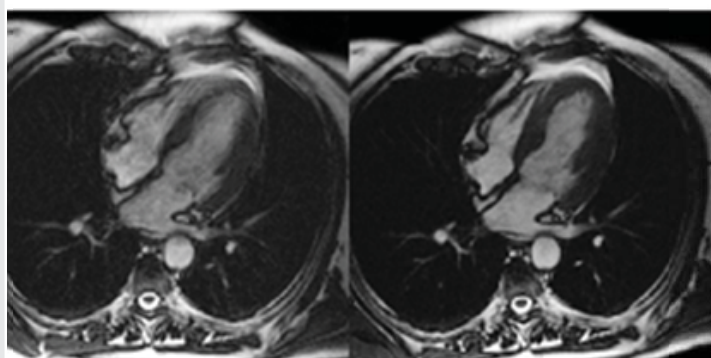
دریچه بندی آینده نگر: تنظیم پارامترها-مثال عملی

طبق شکل زیر

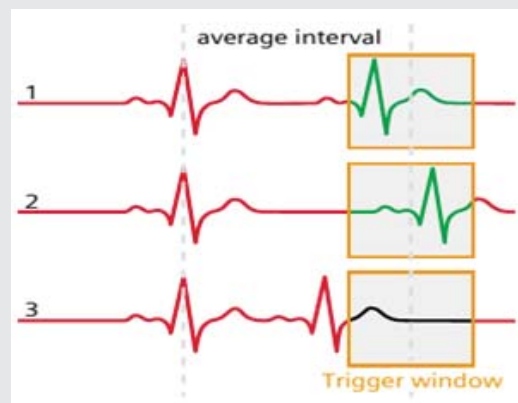


دریچه بندی گذشته نگر و بی نظمی های قلب

اگر آریتمی ها خیلی بیشتر باشد، در نتیجه گرفتن داده با ECG غیر ممکن می شود جهت حل این مساله، مطالعه بدون دریچه بندی قلبی انجام می شود و NSA به ۴ افزایش داده می شود. چونکه سیستم به طور معمول درصد کمی از سیکل قلبی بیمار را شامل می شود و بنابراین با افزایش NSA، درصد کمتری از سیگنال در طی سیستم با آن حرکت زیادش دریافت می شود. اگر میزان ضربان قلب بیمار زیاد باشد، بخصوص بیشتر از ۱۰۰، این تکنیک دارای محدودیت خواهد بود. اشکال این روش این است که زمان اسکن افزایش خواهد یافت و تکنیک های نگهداشتن تنفس غیر ممکن می شود بطوریکه تکنیک دریچه بندی تنفسی باید بکار رود. در نهایت، از تکنیک تک مرحله ای^۸ استفاده می شود.



تصویر بدون اصلاح بی نظمی (چپ) و با اصلاح بی نظمی قلبی (راست)



تنظیم دریچه بندی گذشته نگر

حرکت تنفسی و جمع آوری داده

حرکات تنفسی می تواند با تصویربرداری نگهداری تنفس و یا دریچه بندی تنفسی جبران شود.

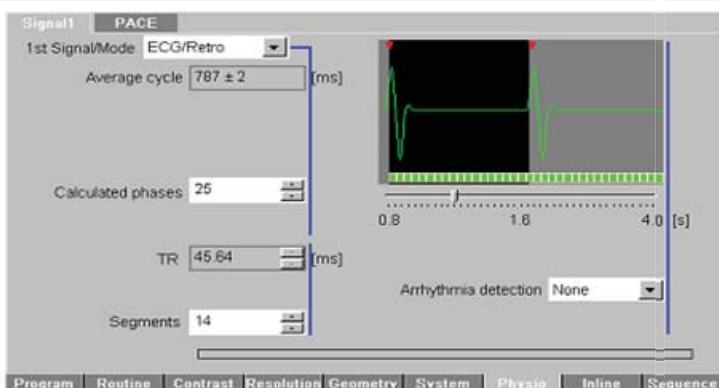
تصویربرداری با نگهداری تنفس: یک فرد متوسط می تواند بین ۱۵ تا ۲۵ ثانیه نفس خود را نگه دارد درحالیکه افرادی با بیماری قلبی- ریوی مدت زمان کمتری می توانند نفس خود را نگه دارند. پس این یک محدودیت در کاربرد این تکنیک است.

تصویربرداری با تکنیک دریچه بندی تنفسی: تکنیک دریچه بندی تنفسی حرکات دیافراگم را بطور غیر مستقیم توسط وسیله تنفسی که در اطراف قفسه سینه یا شکم قرار می گیرد، یا بطور مستقیم توسط پالس اکوی هدایت گردیابی می کند. هر دوی این روش ها میزان عمق و جهت حرکات تنفسی را ردیابی می کنند و سپس در صورتی که محل دیافراگم خارج از محدوده از قبل تعیین شده باشد جمع آوری داده در فضای k را متوقف و یا محدود می کند.

وسيله تنفسی می تواند با قطع جمع آوری داده در زمان حرکت یا جبران اثر تنفس بکار رود. نوع جبران تنفسی بر اساس دو تکنیک زیر قابل انجام است :

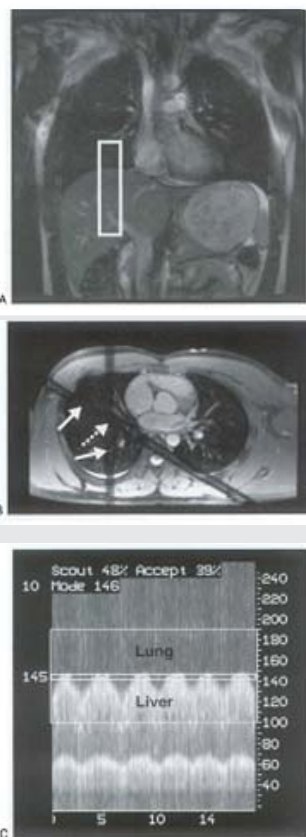
الف) respiratory gating (trigging) یا ب) respiratory compensation («کد گذاری فاز ترتیب تنفسی» [ROPE] یا «کدگذاری فاز ترتیب مرکزی» [COPE]) فضای k.

نوع دریچه بندی تنفسی خود می تواند بصورت آینده نگر و یا گذشته نگر عمل نماید. عمل دریچه بندی، سیگنال MR را در صورتی برای ثبت در فضای K قبول می نماید که وسیله تنفس محل دیافراگم را منطبق و یا نزدیک محل از پیش تعیین شده در سیکل تنفسی (معمولاً در انتهای بازدم) تشخیص دهد. در هر حال، تکنیک دریچه بندی تنفسی فقط حدود ۲۰٪ یک سیکل تنفسی را برای جمع آوری داده استفاده می کند چونکه وضعیت دیافراگم اکثراً خارج از وضعیت ایده ال است. تکنیک های جبران تنفسی (ROPE و COPE) کارایی جمع آوری داده را بهبود می بخشد زیرا در این تکنیک ها فضای K بر اساس این واقعیت پر می شود که بخش های کناری



شکل ۱۳: تنظیم دریچه بندی گذشته نگر

شکل ۱۴: تکنیک دریچه بندی اکوی هدایت گر (A) تصویر کروئال اولیه (لوکالایزر) با پروتکل True Fisp نشان دهنده ستونی از بافت تحریک شونده (مستطیل) در روی دیافراگم است که پالس اکوی هدایت گر آن را استفاده می کند. (B) تصویر آگزیکال با پروتکل True Fisp که مسیر دوپالس RF متقاطع تولید کننده ستون اکوی هدایت گر در محل تقاطع را نشان می دهد (C) ردیابی داده اکوی هدایت گر که نشان دهنده محدوده حد فاصل ریه و کبد و حرکت دیافراگم است. در طول محور x زمان و فاصله جابجایی به میلی متر در طول محور y نشان داده شده است. ویندوی باریک در محدوده ۱۴۵ تعیین کننده پنجره حرکتی قابل قبول است.



فوریه» (HASTE) فضای K را نسبت به سکانس FSE در یک دوره زمانی کوتاهتر تکمیل می نمایند. تکنیک مناسب کاهش حرکت، در سکانس GRE و TrueFISP براساس جمع آوری داده در فضای k بصورت تک مرحله ای بنا می شود یعنی بتوان کل فضای k را در محدوده زمانی بین دو موج R متوالی تکمیل نمود. تکنیک HASTE بطور ذاتی یک تکنیک تک مرحله ای است.

بعلاوه، تصویر برداری با کسب داده بصورت موازی که با پالس سکانس های مختلف امکان پذیر است زمان جمع آوری داده را به دو یا چهار برابر کاهش می دهد و یا اینکه رزولوشن فضائی را بدون اتلاف زمان به دو یا چهار برابر افزایش می دهد. مانع اصلی تصویربرداری موازی، کاهش نسبت سیگنال به نویز (SNR) است. بنابراین این تکنیک برای سکانس هایی که SNR بالا دارند از قبیل True Fisp یا کنتراست گادولینیوم بهتر کار می کند.

حرکت در تصویربرداری قلبی و راه حل ها آن (خلاصه مطالب): جهت کاهش حرکت عمومی بیمار، بهتر است بدون حرکت باشد و آرامبخش ملایم دریافت کند.

جهت کاهش حرکت تنفسی، تکنیک حبس نفس، استفاده از دریچه تنفسی، و یا دریچه اکوی هدایت گر مناسب است. حرکات قلبی با استفاده از تکنیک دریچه ECG، دریچه پالس اکسی متر، افزایش NEX و استفاده از تکنیک های تک مرحله

آن، از قسمت مرکزی نسبت به حرکت کمتر حساس هستند. ROPE به تدریج مراحل کدگذاری فاز را در طول سیکل تنفسی تنظیم می نماید در صورتی که COPE قسمت مرکزی فضای K (محدوده پایین درجه فاز) را با دیتای حاصل از زمان نزدیک به سکون سیکل تنفسی (معمولاً در انتهای بازدم) پر می کند و قسمت های کناری (محدوده بالای شدت فاز) را به دیتای بقیه سیکل تنفسی که دورتر از بازدم است اختصاص می دهد.

جدیدترین روش دریچه بندی تنفسی دریچه بندی اکوی هدایت گر^{۱۳} می باشد. این تکنیک نیاز به وسیله تنفسی ندارد ولی در عوض یا یک پالس رادیویی (RF) مارپیچی یا دو پالس رادیویی متقاطع که معمولاً روی دیافراگم راست قرار می گیرد استفاده می نماید تا حرکت را تعقیب نماید. اطلاعات حاصل از اکوی هدایت گر سپس به صورت آینده نگر، جمع آوری و ثبت داده در فضای K را در صورتیکه شی ردیابی شده فقط در محدوده از پیش تعیین شده (معمولاً ۳ تا ۵ میلیمتر) حرکت کرده باشد انجام می دهد (شکل ۱۴). نمونه جدیدتر دریچه بندی هدایت گر، شامل یک پالس مرتب کننده داده فاز در فضای K است به طریقی که مرکز فضای K زمانی تکمیل می شود که دیافراگم در محدوده قابل قبول حرکت باشد و اطراف فضای K، اختصاص به حرکت دیافراگم در خارج از محدوده ایده آل می یابد. اینگونه تکمیل انطباقی فضای K در طول سیکل کامل تنفسی باعث تصویربرداری سریعتر شبیه به تکنیک جبران تنفسی می شود. نوع دیگر تکنیک دریچه بندی هدایت گر، مربوط به تصحیح آینده نگر حرکات تنفسی از طریق تنظیم محل برش های تصویر، در صورتی که دیافراگم خارج از پنجره مورد نظر قرار گیرد می باشد. این تکنیک بنام ردیابی برش^{۱۴} یا تصحیح حرکتی^{۱۴} مشهور است. (شکل ۱۴)

حرکت خون:

حرکت خون داخل قلب و عروق بزرگ بصورت پالسی و دارای خصوصیت جریان پیچیده می باشد. این نوع جریان با سرعت های متفاوت، باعث غیر همفاز شدن اسپین های درون واکسل و بنابراین کاهش سیگنال می شود. مواردی مثل تنگی دریچه قلبی، برگشت خون به قلب، تنگی عروق، و انحراف^{۱۵} خون قلبی ممکن است اثرات متفاوتی روی سرعت و جهت جریان خون داشته باشند لذا همگی باعث غیر همفاز شدن و کاهش سیگنال MR می شوند. تکنیک های جبران جریان یا «خنثی سازی ممان گردان»^{۱۶} می تواند به رفع یا کاهش مشکلات حاصل از غیر همفاز شدن موجود کمک نماید اما سبب افزایش زمان اکوی (TE) حداقل می شود.

تصویربرداری سریعتر:

هر چه سرعت تصویربرداری بیشتر باشد احتمال اثر هر نوع حرکت کاهش می یابد. همه سکانس های پالسی GRE و True FISP با زمان TR کوتاه، یا «اسپین اکوی تک مرحله ای نیم

یک سکانس پالس مخصوص می توان تعیین نمود که خون روشن و یا خون تاریک دیده شود.

اسپین اکوی سریع و HASTE:

سکانس اسپین اکو معمولاً بدلیل زمان طولانی تصویربرداری کاربرد زیادی در تصویربرداری قلبی-عروقی ندارد و با تصویربرداری اسپین اکوی سریع (FSE) و یا اسپین اکوی تک مرحله ای نیم فوریه (HASTE) جایگزین شده است. این تکنیک های جدید، منجر به جزئیات آناتومیک خوب، سیگنال ذاتی خون تاریک بدلیل کاهش حاصل از TOF، و وزن T_1 و T_2 مناسب براساس انتخاب TR و TE مناسب می شود. سکانس FSE با تکنیک دریچه ECG به همراه حبس نفس و یا دریچه اکوی هدایت گر منجر به یک تصویر با کیفیت خوب می شود، اما مشکل اصلی، طولانی شدن زمان تصویربرداری است. اگر چه سکانس HASTE زمان کوتاهتری برای تصویربرداری لازم دارد و در یک حد فاصل R-R، کل تصویر را جمع آوری می کند، اما SNR آن بدلیل میانگین گیری سیگنال، با NEX پایین است.

سکانس های FSE و HASTE معمولاً کنتراست خون تاریک ایجاد می نماید نواحی دارای جریان خون آرام فیزیولوژیک، نواحی پاتولوژیک (بیماری)، یا جریان در صفحه می تواند منجر به کاهش TOF ناقص و لذا سیگنال خون روشن غیرقابل انتظار شوند و بعنوان یک مداخله گر در تفسیر و تشخیص بیماری عمل کنند. این سیگنال خون روشن می تواند توسط یک سکانس «باز یافت معکوس دوتایی» (DIR) به حداقل برسد. این تکنیک، یک پالس RF 180° اضافی (بدون انتخاب برش) قبل از پالس 180° (انتخاب برش) مرسوم استفاده می کند و با استفاده از یک زمان TI مناسب در حد فاصل R-R (TI حدود ۶۰۰ میلی ثانیه) می تواند سیگنال خون در جریان را حذف کند و منجر به اثر خون تاریک قابل اعتمادتری بشود (شکل ۱۵ و ۱۶). بدلیل بعضی تغییرات ذاتی حاصل از پالس 180° درجه ابتدائی در تحریک محل برش و تکمیل فضای K در یک تأخیر زمانی ۶۰۰ میلی ثانیه ای، پالس 180° درجه اصلی (انتخاب برش) معمولاً و برابر nominal ملخض برش مورد نظر را تحریک می کند تا از معکوس شدن اسپین های تمام عضله قلبی اطمینان حاصل شود. بعلاوه برای اینکه اجازه باز یافت کامل مغناطش طولی صورت بگیرد، فضای K در هر یک در میان حد فاصل R-R پر می شود مگر اینکه بیمار کندی ضربان قلب داشته باشد. (شکل ۱۵ و ۱۶)

تکنیک دریچه بندی در اسپین اکوی سریع:

تصویربرداری ساکن از قبیل FSE، از تکنیک دریچه بندی آینده نگر استفاده می کند. دریچه بهینه با حداقل آرتیفکت حرکتی وقتی بدست می آید که همه تصویر در یک فاز یکسان قلبی گرفته شود. تصاویر ساکن، یا بصورت تک برش در یک تک فاز

ای قابل کاهش است.

جریان خون، نیاز به جبران جریان، خنثی سازی ممان گرادیان و یا استفاده از سکانس های پالسی که به غیر هم فاز شدن غیر حساس هستند از قبیل True FISP، دارد.

تصویربرداری موازی، دو یا چهار برابر زمان تصویر برداری را کاهش می دهد ولی به هزینه کاهش SNR.

فصل سوم: سکانس پالس های تصویربرداری قلبی

روشهای عمومی تکمیل فضای k:

قطعه ای در برابر تک مرحله ای

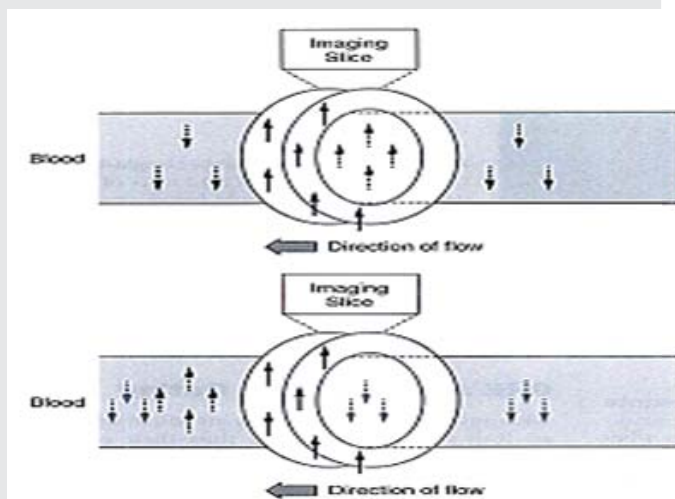
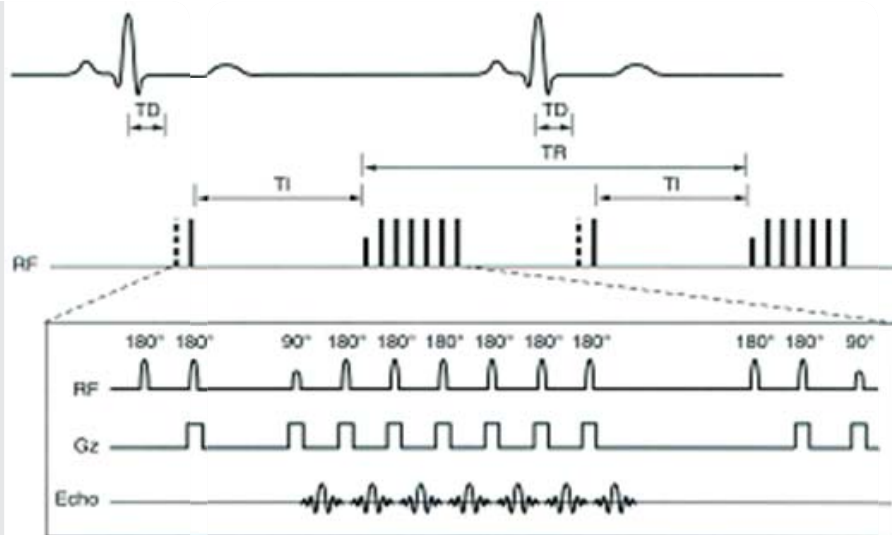
در تصویر برداری های اولیه قلبی، فقط یک خط فضای k برای هر تصویر تکی، در حد فاصل دو موج متوالی R پر می شد. این یک روش غیر موثر تکمیل فضای k بود زیرا زمان طولانی را در تصویر برداری شامل می شد. بعد از آن، سعی شد تا فضای k در چند مرحله پر شود که هر مرحله یک قطعه نامیده می شود که در آن چندین خط فضای k در حد فاصل دو موج متوالی R تکمیل می شود. مفهوم این عمل این است که قطعه های مجزا در فضای k وجود دارد که هر کدام متعلق به حد فاصل R-R های متفاوت می باشد. به عنوان مثال، اگر تعداد ۱۶۰ مرحله کد گذاری فاز وجود داشته باشد (یعنی ۱۶۰ خط افقی در فضای k) و ۸ خط از فضای k در یک مرحله تصویربرداری (یعنی در حد فاصل یک R-R) پر شود بنابراین $20 = 160/8$ قطعه در فضای k ایجاد می شود. در این حالت ۸ خطی که از فضای k در حد فاصل یک R-R پر می شود «تعداد نما در قطعه» (VPS) نامیده می شود.

اگر همه فضای k در حد فاصل یک R-R تکی پر شود مثل آن است که یک قطعه تکی وجود دارد و به آن تک مرحله ای گویند. توجه شود که به غیر از تصویربرداری قلبی که معمولاً بصورت دینامیکی (پشت سر هم در زمان) انجام می شود تکنیک تک مرحله ای، می تواند مغناطیس طولی را به صفحه عرضی منتقل می کند و حاصل آن، جهت تکمیل تمام فضای k در یک جهت مرحله تصویربرداری استفاده می شود (از قبیل HASTE یا EPI تک مرحله ای).

تصویربرداری ساکن^{۱۸}:

همه سکانس های پالس مطرح شده تا کنون می توانند برای ایجاد تصاویر ساکن قلبی نیز استفاده شوند. این تصاویر معمولاً به دو دسته الف) تصاویر خون روشن^{۱۹} و ب) تصاویر خون تاریک^{۲۰} تقسیم می شوند. متأسفانه، نمایش خون روشن یا تاریک حاصل کاربرد یک سکانس پالس اختصاصی است و نمی توان آن را با انتخاب یک سکانس مرسوم روی اسکنر بدست آورد. سیگنال حاصل از خون ذاتاً دارای T_1 تاریک و T_2 روشن است. دانش این سیگنال به همراه اثرات زمان پرواز^{۲۱} (TOF) باعث کاهش و یا «بهبود سیگنال مربوط به جریان»^{۲۲} (FRE) می شود که توسط

شکل ۱۵: تکنیک دریچه بندی آینده نگر برای یک پروتکل تک برش / تک فاز (در وسط دیاستول) سکانس FSE-DIR یا توربوفاکتور ۶. توجه کنید که TD کوتاه مستلزم این است که شروع سکانس پالسی با یک پالس معکوس ۱۸۰ اولیه غیر انتخابی (خطوط نقطه چین) و بدنال آن پالس معکوس ۱۸۰ انتخابی باشد (خطوط ممتد). این شکل نشان می دهد که جمع آوری اکوها هرحد فاصل R-R انجام می شود، که تنها در بیماران برادیکاردی کاربرد دارد. حد فاصل R-R معمولاً کوتاه استو نیاز به جمع آوری اکو در حد فاصل های یک درمیان دارد.



شکل ۱۶: A) جهت مغناطش طولی بلافاصله بعد از اعمال هر دو پالس های ۱۸۰ غیر انتخابی برش و پالس ۱۸۰ انتخاب برش. این پالس ها معمولاً در زمان انتهای دیاستول (که حرکت قلب کمتر است) بلافاصله بعد از اینکه موج R آشکار شد اعمال می شود. فلش های جدید نمایانگر مغناطش های طولی در عضله قلبی و فلش های خط چین نمایانگر خون هستند. B) جهت مغناطش های طولی بلافاصله قبل از جمع آوری اکو و پر نمودن فضای K

اگر ضربان قلب یک بیمار ۷۵ ضربه در دقیقه باشد زمان حد فاصل R-R مساوی 800 msec می باشد لذا TR باید مضربی از ۸۰۰ میلی ثانیه باشد $[60(\text{sec/min}) / (75 \text{ beats/min}) = 0.8 \text{ sec/beat}]$. بدیهی است TR یک سکانس FSE با وزن T1800 و TR مربوط به وزن T2 برابر ۲۴۰۰، ۳۲۰۰ و یا ۴۰۰۰ میلی ثانیه انتخاب می شود. سکانس های سریعتر که TR های بسیار کوتاه تر از زمان R-R دارند از قبیل GRE و True FISP درگیر این محدودیت نمی شوند و بهترین TR را برای سکانس پالس استفاده می کنند.

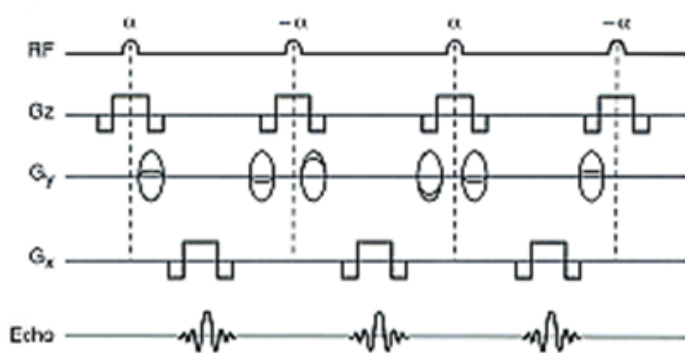
گرادیان اکو (GRE):

نوع دیگر تکنیک تصویر برداری سریعتر برای تصاویر ساکن براساس سکانس GRE می باشد. این سکانس پالس ممکن است بطور کامل وزن های T1 و یا T2 را همانطور که در FSE است فراهم نکند، اگر چه با سرعت بالاتری ایجاد می شوند. بعلاوه تکنیک گرادیان اکوی تخریبی^{۲۴}، معمولاً بدلیل بهبود سیگنال مربوط به جریان (FRE)، سیگنال خون روشن

قلبی (معمولاً وسط دیاستول) گرفته می شوند و یا بصورت چند برشی، در همان شرایط تک فاز قلبی اما به سبک میانگذاری^{۲۳} از آنجائیکه تکنیک تک - برش / تک- فاز، فضای k را در زمان وسط دیاستول پر می کند باعث اثر حرکتی کمتری می شود زیرا تغییرات قلبی در ضربان های متوالی را شامل نمی شود. در هر حال، فقط یک یا حداکثر دو برش ممکن است در طول زمان یک حبس نفس تکی گرفته شود.

تکنیک چند-برش / تک- فاز کارایی بالاتری دارد اما اثرات حرکت بیشتری را شامل می شود که بدلیل تغییرات پالس قلبی در ضربان های متوالی، و بعلاوه عدم انطباق بین برش ها، حاصل از تغییر محل قلب در فازهای مختلف یک سیکل قلبی اتفاق می افتد.

همه سکانس های FSE باید دارای زمانهای تکرار (TR) مساوی یا بزرگتر از زمان حد فاصل R-R بوده و براساس این حد فاصل تخمین زده شوند بطریقی که همیشه مضربی از آن باشد. مثلاً



شکل ۱۸: دیاگرام پالس سکانس FISP واقعی، پالس های RF و گرادیان های کاملاً متعادل را نشان می دهد. زمان اکو دقیقاً 1/2 زمان TR می باشد.

موارد فراهم نماید.

تکنیک در چرخه بندی گرادیان اکو و True FISP:

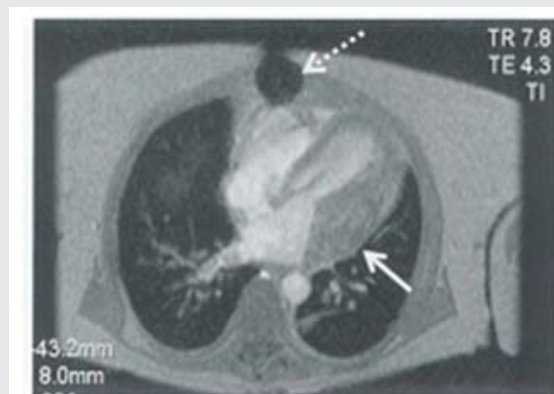
مدت زمان لازم برای GRE و FISP واقعی بسیار کمتر از زمان حد فاصل موج های R-R می باشد. بنابراین TR انتخابی آنها بدون توجه به زمان R-R استفاده می شود تا تصاویر ساکن را در وسط دیاستول ایجاد نماید. زمان TR برای سکانس FISP واقعی ۳-۴ میلی ثانیه انتخاب می شود تا اجازه دهد یک برش تک در یک فاز قلبی (حالت ساکن) در یک حد فاصل تکی R-R را استفاده کند و یک تک-تصویر در زمان وسط دیاستول ایجاد نماید. در حالت دیگر، در چرخه آینده نگر و یا گذشته نگر ممکن است برای تصویربرداری چند برشی در یک فاز تک قلبی بکار رود تا بصورت میانگذاری برش های متوالی را ایجاد نماید. این امر باعث تولید تعدادی برش های متفاوت در زمانهای مختلف در یک سیکل قلبی می شود.

آماده سازی بازیافت معکوس در سکانس های گرادیان اکو یا

در True FISP (سکانس های تشدید شده تأخیری):

یک پالس ۱۸۰ درجه بازیافت معکوس (IR) بعنوان پالس آماده سازی در سکانس های GRE یا FISP واقعی می تواند اعمال شود تا در مواردی که کنتراست گادولینیوم استفاده می شود امکان ایجاد منحنی زمانی T1 متفاوت برای عضله قلبی طبیعی و بازیافت مرده (اسکار) را ایجاد نماید. سکانس هایی که این پالس آماده سازی را استفاده می کنند به نام سکانس های تأخیری بهبود یافته^{۲۷} یا بهبود تأخیری گادولینیوم نامیده می شوند و ثابت شده است در تشخیص ضایعات عضله قلبی ناشی از عدم خونرسانی و یا بیماریهای عضله قلبی^{۲۸} (CM) (بعنوان مثال سارکویید، اختلال تکاملی بطن راست، عفونت عضله قلبی^{۲۹}، تجمع بین سلولی آمیلوئید^{۳۰}، و یا افزایش حجم قلب^{۳۱}) یا توده ها بسیار موثر باشد. این سکانس های پالس حدود ۱۰ تا ۱۵ دقیقه بعد از تزریق وریدی گادولینیوم اعمال می شود که باعث حذف انتخابی سیگنال عضله قلبی طبیعی ولی سیگنال روشن

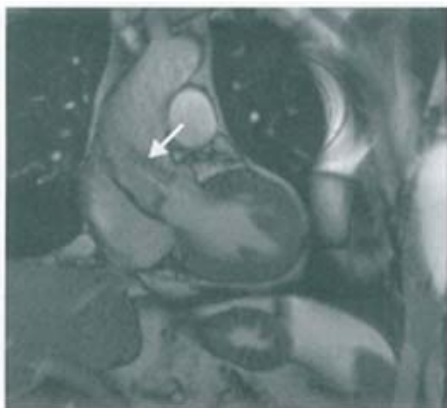
تولید می نماید. از آنجائیکه سکانس گرادیان اکو وابسته به FRE است، کاربرد TR های خیلی کوتاه خیلی عملی نیستند زیرا زمان تکرار باید به اندازه کافی بلند باشد تا اجازه ورود پروتون های غیر اشباع به صفحه تصویربرداری داده شود (شکل ۱۷). تکنیک هایی که براساس جبران جریان هستند بطور انتخابی برای تصاویر گرادیان اکو خون روشن استفاده می شوند تا بیشترین مقدار سیگنال ممکن را نگه دارند. سکانس های با کنتراست گادولینیوم می توانند مورد استفاده قرار گیرند تا بیشتر سیگنال خون را افزایش دهند اگر چه کنتراست بین بستر خونی و عضله قلبی بدلیل بهبود سیگنال عضله قلب کاهش پیدا می کند. (شکل ۱۷)



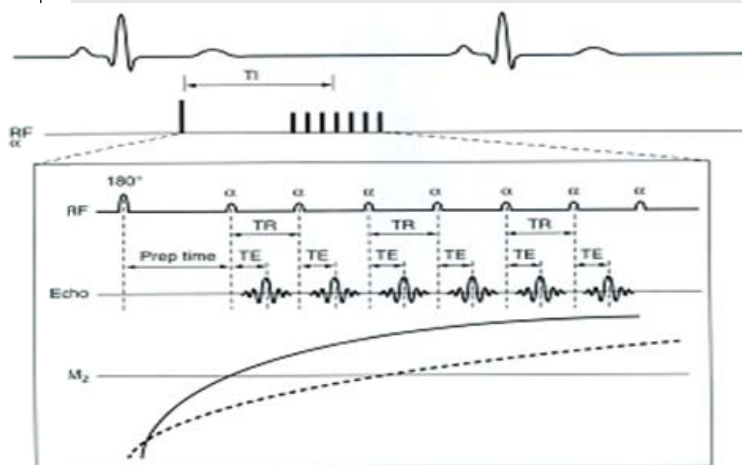
شکل ۱۷: سکانس GRE نمایانگر خون روشن در حفرات قلب و عروق بزرگ ناحیه ای که سیگنال تاریک در طول بطن چپ و دیواره آنها را نشان می دهد (فلش صاف) مربوط به یک توده لخته خون اطراف قلبی است. همچنین آرتیفکت ناشی از سیم های نگهداری استخوان استرونوم (ناشی از عمل) دیده می شود (فلش نقطه چین).

تصویر برداری سریع واقعی با تقدم حالت تعادل (True FISP):

تکنیک های سریع تصویربرداری قلبی جاری براساس سکانس True FISP (در سیستم زیمنس) هستند که در سیستم جنرال الکتریک FIESTA، در سیستم فیلیپس b-FFE، و یا بعضی اوقات b-SSFP^{۲۵} نامیده می شود. تکنیک های FISP واقعی معمولاً یک زاویه چرخش بزرگ و TR و TE خیلی کوتاه با یک سکانس کاملاً متعادل بکار می برد که مغناطش طولی را حفظ می کند و این باعث تکنیکی سریع با وزن و T2 مناسب، SNR بالا، و عدم حساسیت به غیر هم فاز شدن و یا از بین رفتن سیگنال می شود (شکل ۱۸). FISP واقعی روی بهبود سیگنال مربوط به جریان (FRE) به منظور اثر خون روشن تکیه نمی کند اما در عوض براساس تفاوت ذاتی کنتراست T2/T1 حاصل از سیگنال خون نسبت به عضله قلبی کار می کند. زمانهای TR ۳-۴ میلی ثانیه و TE ۱.۵-۲ میلی ثانیه به ترتیب می باشد و این تکنیک را قادر می سازد تا سریعترین سکانس پالس را نسبت به بقیه

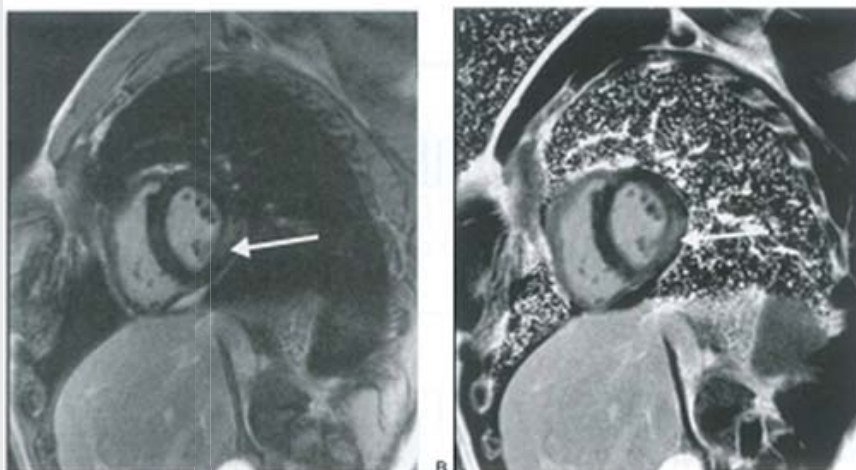


شکل ۱۹: نمای خروجی بطن چپ، یا تصویر عمودی از دو حفره نشاندهنده سیگنال نه فقط در عروق خون بلکه داخل چربی قفسه سینه و شکم، حاصل از سیگنال ذاتی روشن T2/T1. بیمار گرفتگی دریچه آئورت دارد که در اینجا بصورت کاهش سیگنال خفیف حاصل از یک جریان متلاطم مشخص ظاهر می شود (فلش). کاربرد یک سکانس استاندارد GRE خون روشن، کاهش سیگنال بهتری را خواهد داشت.



شکل ۲۰: TR های متعدد بکار رفته در سکانس های IR-GRE یا True FISP -Delayed enhancement. معمولاً ۲۰ تا ۲۵ عدد TR استفاده می شود و در مورد سکانس های تک مرحله ای تعداد TR ها به اندازه ردیف های فضای K می باشد.

شکل ۲۱: تصویر short axis گرادیان اکوی تاخیری IR بعد از تزریق گادولینوم به بیمار مبتلا به عفونت عضله قلب گرفته شده است. فلش در تصویر چپ نشاندهنده افزایش سیگنال در ناحیه میوکارد میانی در دیواره خارجی است. تصویر بازسازی شده کنتراست فاز نشاندهنده افزایش کنتراست بین نواحی تشدید شده غیر طبیعی میوکارد (فلش) در دیواره خارجی و میوکارد طبیعی می باشد.



مربوط به عضله غیرطبیعی می شود (شکل ۱۹). در اینگونه تکنیک آماده سازی سکانس، یک پالس IR تکی برای تمام ترن اکویا سری TR های پشت سر هم (معمولاً ۲۰ تا ۲۵ عدد) استفاده می شود. بنابراین یک زمان به زمان جمع آوری سیگنال اضافه می شود که شبیه به مکانیزم TE موثر در سکانس FSE است که سعی می شود تا خطوط مرکزی فضای K در اطراف زمان TI قابل قبول تکمیل شود (معمولاً بین ۲۰۰ تا ۳۰۰ میلی ثانیه)، تا مشارکت کنتراست عضله قلبی طبیعی را در یک بهینه، همانطور که انتظار می رود، به صفر برساند (شکل ۲۰). از آنجائیکه معمولاً مقداری حرکت قلبی در طول T1 وجود دارد پالس RF ۱۸۰ درجه بصورت غیر انتخاب برش استفاده می شود تا از حذف کامل سیگنال میوکارد اطمینان حاصل بشود. نهایتاً، فضای K در هر یک-در-میان ضریان قلب جمع آوری می شود تا اجازه زمانی کافی برای باز یافت کامل مغناطش طولی داده شود. یک مشکل همیشگی کاربرد پالس آماده سازی IR در سکانس GRE و True FISP مربوط به حذف ناقص سیگنال عضله قلبی طبیعی در تصاویر تأخیری است. این پدیده، بدلیل تصفیه شدن بافت از گادولینیوم، در تصاویر تأخیری اتفاق می افتد که باعث افزایش زمان T1 در این فاز، و در نتیجه نیاز به تصاویر تأخیری TI طولانی تر می باشد. یک وژن جدید سکانس حساس به فاز (Phase-sensitive) طولانی تر شدن معرفی شده است که می تواند این مشکل را رفع نماید. سکانس GRE حساس به فاز آماده سازی شده با IR، قطبیت بزرگی سیگنال را بازبایی می کند و بدین طریق کنتراست بین سیگنال بافت غیر طبیعی و طبیعی

عضله قلبی را افزایش می دهد (شکل ۲۱).

تصویربرداری دینامیکی (سینی) قلبی:

تصویربرداری دینامیکی شبیه به تصویربرداری ساکن انجام می شود با این تفاوت که به جای گرفتن یک تصویر تکی از یک برش، یک سری تصاویر در فازهای زمانی پشت سر هم در داخل سیکل های قلبی برای هر برش گرفته می شود و این منجر به تصاویر تک برش چند فاز می شود. این روش اجازه نمایش حرکت قلب، دریچه و هر ساختار غیرطبیعی درون قلب را می دهد. سکانس های GER و True FISP امکان این نوع تصویربرداری را فراهم می نمایند. در صورتیکه سکانس FSE زمان طولانی تر از زمان مورد نیاز برای تصویربرداری چند فاز می باشد. در تصویربرداری دینامیکی، کاربر تعداد مراحل فاز (معمولاً ۱۵ تا ۲۰) داخل سیکل قلبی را برای هر برش تعیین می نماید. رزولوشن زمانی مورد هدف برای تصویربرداری دینامیکی حدود ۵۰ میلی ثانیه بین فازهای پشت سر هم می باشد. به عنوان مثال، بیماری با حد فاصل R-R ۱۰۰۰ میلی ثانیه ای (60beats/sec) در صورتیکه با سکانس سینی ۲۰ فاز تصویربرداری شود رزولوشن زمانی

$50 \text{ msec/phase} = 1000 \text{ msec}/20 \text{ phase}$ را ایجاد می نماید. مزیت افزایش تعداد فازها، افزایش رزولوشن زمانی و در نتیجه امکان محاسبه رفتار فیزیولوژیک دقیقتر در شرایط نمایشی یک چرخه دینامیکی نرم تر می باشد؛ اگر چه عدم مزیت آن، افزایش زمان کلی تصویربرداری می باشد. رابطه بین تعداد فازها، آهنگ ضربان قلب، و تعداد نماها در هر قطعه فضای k در ذیل آورده شده است. مثال: چه مدت طول می کشد تا با استفاده از سکانس FISP واقعی با ۲۰ فاز در فردی با سیکل قلبی ۱۰۰۰ میلی ثانیه ای (حد فاصل R-R یا قطعه زمانی که تصاویر جمع آوری می شود ۱ ثانیه است)، در شرایط وجود امواج غیرطبیعی که نیاز به پنجره رد ریتم های غیرنرمال ۲۰ درصدی دارد، تصویربرداری دینامیکی انجام می شود؟ پروتکل تصویری مناسب نیاز به $TR = 4 \text{ msec}$

تعداد ۱۶۰ مرحله کدگذاری فاز (یا نما) و $NEX=1$ دارد.

(رزولوشن زمانی) $800 \text{ msec}/20 \text{ phase} = 40 \text{ sec/phase}$

(یا ۱۰ نما در قطعه) $10 \text{ TRs} = (4 \text{ msec/TR}) / (40 \text{ msec/phase})$

$160 \text{ views} / 10 \text{ views} = 16 \text{ segments}$

$16 \text{ segments} \times (1000 \text{ msec/segment}) = 16,000 \text{ msec} (16 \text{ sec})$ = زمان

کل تصویربرداری

اگر TR، طولانی تر انتخاب شود (مثلاً در سکانس GRE) و یا اگر تعداد مراحل فاز زمانی افزایش یابد. زمان کل تصویربرداری افزایش می یابد و ممکن است این زمان خارج از توان حبس تنفسی بیمار باشد.

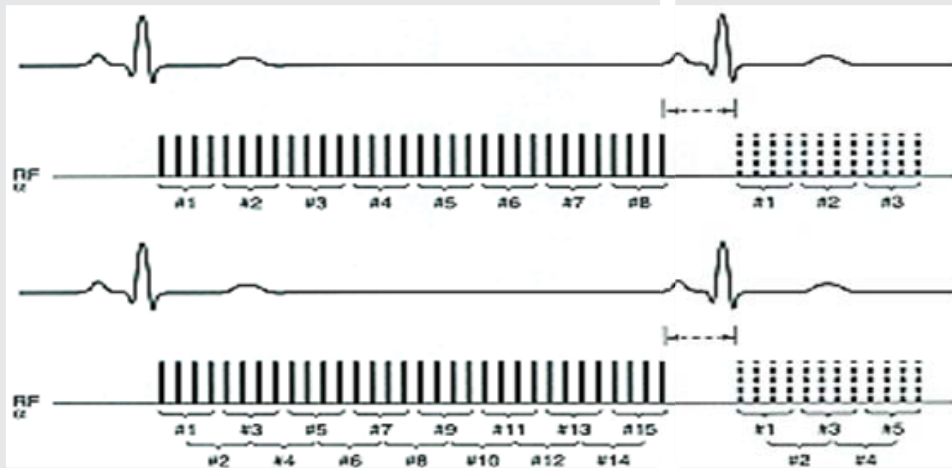
جهت حل این مشکل، تکنیک دیگری بنام مشارکت نما می تواند استفاده شود. این تکنیک شبیه به اکوی مشترک در FSE می باشد که در آن اکوها و یا به عبارت دیگر نماها بین فازهای مختلف به اشتراک گذاشته می شوند. تکنیک مشارکت اکو معمولاً ۵۰ درصد اکوها را در مشارکت می گذارد و بنابراین تعداد فازهای جدید می تواند دو برابر (منهای یک) بشود. (تصویر ۲۲)

تکنیک دریچه بندی در تصویربرداری دینامیکی (سینی):

تصویربرداری سینی می تواند بصورت دریچه بندی آینده نگر و یا گذشته نگر انجام شود. تکنیک های آینده نگر معمولاً سریعتر است اما معمولاً ۱۰ تا ۲۰ درصد انتهای سیکل قلبی (یا انتهای دیاستول) را جمع آوری نمی کند و این باعث تصویربرداری ناقص مراحل قلبی می شود که معمولاً برای تشخیص های فیزیولوژیک و عملکردی مهم است (مبحث بعدی را ببینید). دریچه بندی گذشته نگر، همه مراحل یک سیکل کامل قلبی را به تصویر می کشد.

برحسب زنی میوکاردی Myocard tagging:

یک مزیت تصویربرداری دینامیکی که منجر به آشکارسازی خوب تغییرات غیر طبیعی در حرکت دیواره قلبی می شود کاربرد پالس آماده سازی برچسب زنی می باشد که با سکانس GRE یا True



شکل ۲۲: تکنیک دریچه بندی آینده نگر در سکانس GRE یا True FISP بدون و با مشارکت اکوها (view sharing).

تکیه ای روی اثرات بهبود سیگنال جریان (FRE) نمی شود بلکه در عوض، خصوصیت کاهش ذاتی T1 برای بهبود سیگنال



شکل ۲۴: تصویر محور کوتاه پرفیوژن زمینه ای را فرونشاند و وزن بهتر T1 را فراهم نماید بعد از تزریق گادولنیوم تشدید کتر است نرمال را نشان می دهد. استفاده می شود.

تصویربرداری عملکردی:

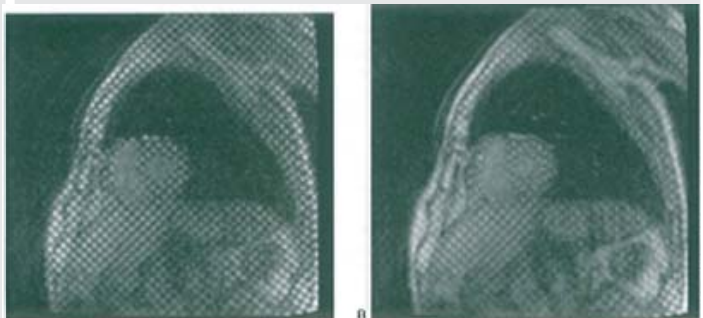
اندازه گیری پارامترهای فیزیولوژیک یا عملکردی یک تقاضای عمومی برای تأیید غیر طبیعی بودن اکوکاردیوگرافی یا ارزیابی پارامترهایی است که با اکوکاردیوگرافی مشکل است. پارامترهای فیزیولوژیک یا عملکردی به دو طریق بدست می آیند: الف) با استفاده از تصاویر دینامیکی خون روشن از قبیل GRE, True FISP، یا تغییرات برچسب زده آنها (tagged variants؛ ب) با استفاده از تصویربرداری فاز کنتراست.

مجموعه ای از تصاویر محور کوتاه دینامیکی خون روشن جهت تعیین برون دهی قلبی، تعیین جرم میوکارد و یا تعیین حجم قلب استفاده می شود.

در هر حال، تصاویر دینامیکی باید روی یک کنسول نمایش تصویر با قابلیت پردازش تصویر دیده شود و امکان محاسبه و اندازه گیری پارامترهای کمی قلبی در آن وجود داشته باشد. قابلیت کسب تصاویر در پایان دیاستول، پایان سیستول و ترسیم جدار داخلی قلب، امکان اندازه گیری برون دهی قلبی (ejection fraction) دیواره قلبی، توده میوکاردی و حجم را فراهم می سازد. به هر حال این تصاویر دینامیکی بایستی ماهرانه توسط workstation تحت پس پردازش قرار گیرند. مشخص کردن انتهای سیستول و انتهای دیاستولو سپس اضافه کردن و ترسیم جدار پوشش اطراف قلب (اپیکارد) بعلاوه پوشش داخلی آن (آندوکارد) منجر به محاسبه حجم قلب و قابلیت انقباض آن می شود.

تصویربرداری کنتراست فاز می تواند سرعت جریان خون، کسر برگشت خون به قلب و نسبت انحراف جریان (یا نسبت جریان ریوی به سیستمی) Q_p/Q_s را تعیین کند. تصویربرداری کنتراست فاز با طبیعت ذاتی خودش امکان کسب اطلاعات جهت و سرعت خون را فراهم می نماید. قرار دادن یک کدگذاری مناسب سرعت (یا مقدار VENC) برای بدست آوردن بهترین کیفیت تصویر و حذف آرتیفکت تا شدگی (الایزینگ) لازم است. تصویربرداری

FISP قابل انجام است. نوار برچسب زنی بوسیله یک سری پالس RF که باگرادیان های مغناطیسی جدا شده اند ایجاد می شود و این منجر به مدولاسیون (تغییر) فضائی مغناطش (SPAMM)^{۳۹} می شود. تصویربرداری حاصل دارای یک سری خطوط تاریک موازی یا شبکه ای از خطوط تاریک (شکل ۲۳) می باشد. تداخل (تقاطع) این خطوط یا شبکه، در مراحل بعدی، بدلیل حرکت و انقباض عضله قلبی، تغییر جابجایی و شکل می دهد اما نواحی کم تغییر یا بدون تغییر عضله قلبی خطوط صاف ثابت را نشان می دهد. محدودیت تکنیک SPAMM مربوط به محو شدن نوارهای اشباع بعد از حدود ۴۰۰ میلی ثانیه می باشد. یک تکنیک جدیدتر، بنام مدولاسیون فضائی مغناطش تکامل یافته^{۴۰} (CSPAMM) معرفی شده که در آن زمان باقی ماندن نوارهای اشباع، در طولانی تر را بهبود می بخشد.



شکل ۲۳: برچسب زنی میوکاردی (Myocardial tagging) با سکانس True FISP واقعی تصاویر انتهای دیاستول (چپ) و انتهای سیستول (راست). توجه داشته باشید که خطوط شبکه بخاطر آسایش T1 کاهش پیدا کرده است.

تصویربرداری پرفیوژن^{۴۱}:

تصویربرداری انتشاری (پرفیوژن) یک زیر مجموعه از تصویربرداری دینامیکی می باشد. این سکانس، با اولین مرحله عبور گادولینیوم که وارد بستر عروقی و بطن راست قلبی می شود شروع می شود و به سرعت وارد مرحله پر شدن خون در بطن چپ قلبی، عروق کرونری، سپس انتشار بداخل عضله قلبی می شود. این یک تکنیک سینی است ولی بدلیل طبیعت تک عبوری گادولینیوم، باید بصورت چند برشی چند فازی تصویربرداری صورت بگیرد (شکل ۱۳). این پدیده، یک سکانس تصویربرداری بسیار سریع را لازم دارد تا هر دو رزولوشن فضائی و زمانی خوب بدست بیاید. تصویربرداری پرفیوژن معمولاً به هر دو حالت استراحت و یا فعالیت (معمولاً با استفاده داروی آدنوزین) صورت گیرد تا نواحی تحت تأثیر با خونرسانی کم که کاهش پرفیوژن دارند را نشان دهد.

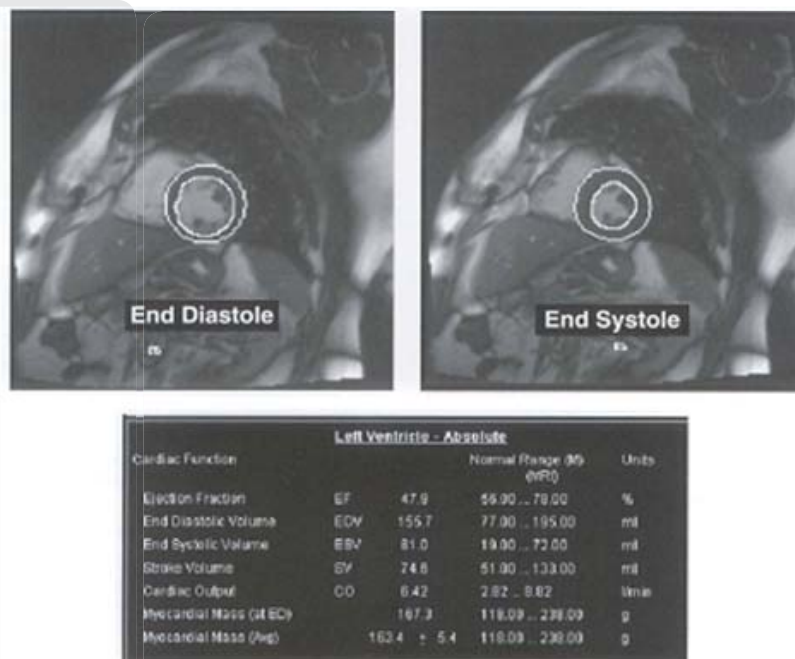
اثرات کاهش واهلش T1 حاصل از گادولینیوم، اجازه TR های کوتاهتر در سکانس GRE را می دهد زیرا در این موارد هیچ

پاورقی‌ها:

1. Cardiac motion compensate
2. Plethysmograph peripheral pulse monitor
3. premature
4. Vector Cardiogram
5. Arrhythmia Reject Window
6. detection
7. Trigger delay
8. Cine Imaging
9. single
10. Navigator echo pulse
11. Respiratory-ordered phase encoding[ROPE]
12. Centrally Ordered Phase Encoding
13. Navigator-echo gating
14. Slice-tracking
15. Motion-correction
16. shunt
17. Gradient moment nulling
18. Views Per Segment
19. Static imaging
20. Bright Blood
21. Dark Blood
22. Time of Flight
23. Flow Related Enhancement
24. Interleaved Fission
25. Spoiled GRE
26. True Fast Steady Precession
27. balanced steady state free precession
28. Delayed Enhancement
29. Cardiac myopathy
30. Sarcoid
31. Right Ventricular Dysphasia
32. Myocarditis
33. amyloidosis
34. hypertrophy
35. view
36. view sharing
37. shared echo
38. Cine gating
39. myocardial Tagging
40. Spatial Modulation of Magnetization
41. Complementary SPAMM
42. Perfusion Imaging
43. Functional Imaging
44. Ejection Fraction

مراجع:

1. Charles B. Higgins AdR. MRI and CT of the Cardiovascular System. United States of America: LIPPINCOTT WILLIAMS & WILKINS; 2006.
2. Ray H.Hashemi WGBJ, Christopher J.Lisanti, MRI The Basics 2010.
3. Cardiovascular Imaging Application brochour. Germany: Siemens; 2008.
4. Torsten B. Moeller ER. MRI Parameters and Positioning. Germany: Thieme; 2010.



پارامترهای کمی حاصل از بطن چپ. دو تصویر بالایی

کنتراست فاز معمولاً، بلکه نه همیشه، بصورت عمود بر عروق یا حفره قلبی مورد مطالعه انجام می شود.

کاربردهای کلینیکی و سکانس پالس مربوطه در تصویربرداری

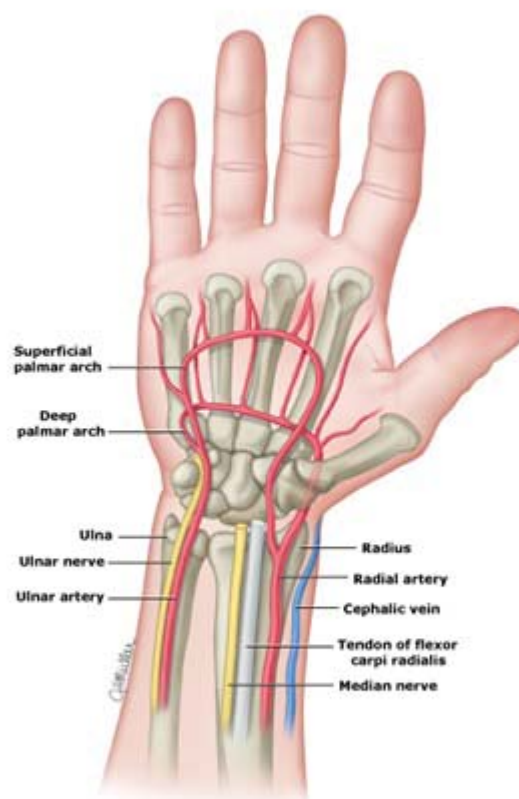
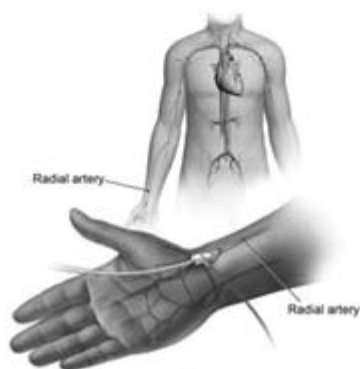
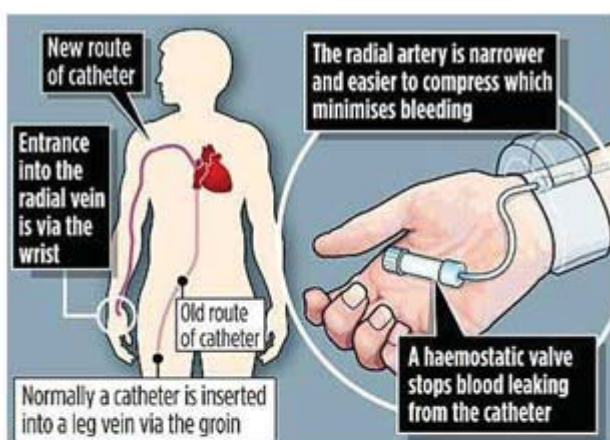
قلبی:

مرگ عضله قلبی یا ناهنجاری آن با استفاده از سکانس True FISP دینامیکی، سکانس های GRE یا True FISP تأخیری بهبود یافته با پالس آماده سازی بازیافت معکوس قابل ارزیابی است. اختلال تکاملی بطن راست و آریتمی حاصل از آن با استفاده از سکانس True FISP دینامیکی با وزن T1 با و یا بدون اشباع چربی (ترجیحاً با استفاده از DIR) و سکانس های GRE یا True FISP تأخیری بهبود یافته با پالس آماده سازی IR قابل تشخیص است. توده های عضله ای نیز با استفاده True FISP دینامیکی با وزن T1 با و بدون اشباع چربی (ترجیحاً با DIR)، وزن T2 (همچنین ترجیحاً با DIR) و سکانس های GRE و True FISP تأخیری بهبود یافته با پالس های آماده سازی IR قابل تشخیص است. آنژیوگرافی رزونانس مغناطیسی عروق کرونری، با کاربرد GRE, True FISP یا آنژیوگرافی با کنتراست گادولینیوم برای خون روشن و DIR-FSE برای خون تاریک قابل تعیین است. بیماری دریاچه ای قلب نیز با کاربرد GRE یا True FISP، تصویربرداری کنتراست فاز با محاسبه ماکزیمم سرعت، و کسر برگشت خون به قلب و تکنیک DIR-FSE برای تعیین آناتومی دریاچه تشخیص داده می شود.

نگاهی مختصر بر آنژیوگرافی عروق کرونری از طریق شریان رادیال



علی طریقت نیا؛ تکنولوژیست رادیولوژی



تصویر شماره یک: موقعیت شریان رادیال، رگ گیری و مقایسه با آن روش فمورال

خونریزی و آسیب به عروق محلی به حداقل برسد. (تصویر شماره یک سمت راست)

این روش برای افراد چاق، مسن، خانم و دارای نارسایی کلیوی و با سابقه بیماری عروق محیطی (PAD)

روش استاندارد طلایی است. به طوریکه انجام این روش در چند سال اخیر مسیر رو به پیشرفتی در کشورهایی چون ژاپن، آمریکای جنوبی و اروپا پیدا کرده و در برخی از مراکز درمانی بزرگ کشورمان از جمله بیمارستان شهید رجایی تهران و عالی نسب تبریز در حال گسترش است.

نتایج مطالعات نشان می دهند که روش رادیال در مقایسه با روش فمورال در انجام آنژیوگرافی کرونری دارای مزایای زیر می باشد؛^{۴۲}

- * کاهش عوارض بالینی مانند خونریزی محل رگ گیری
- * کاهش طول زمان بستری و برگشت زود هنگام بیمار به زندگی روز مره
- * کاهش هزینه های بیمار و بیمارستان

علیرغم داشتن همه این مزایا نگرانی هایی یا محدودیت هایی در مورد انجام آن وجود دارد که از جمله آنها می توان به پرتوگیری احتمالی بیشتر اپراتور، نیاز به تجربه بیشتر اپراتور و عدم امکان انجام برخی از اقدامات مداخله ای اشاره کرد.^{۴۵}

اینک با ورود تجهیزات و ابزار پیشرفته مانند کاتترهای بدون شیت، گایدینگ های با قطر خارجی کمتر و داخلی بیشتر و ... امکان انجام آنژیوپلاستی در درمان ضایعات دوشاخه و انسداد کامل مزمن وجود دارد.^۷

و اما در مورد احتمال تشعشع بالا، مطالعات متا آنالیز نشان داده اند که دوز بیمار در هر دو روش یکسان^۸ است و برای کاهش دوز پرتوگیری پزشک و کارکنان، از روش های نوینی چون استفاده از شیلدهای رادیال^۹، کاتترهای تکی^{۱۰}، کاهش فریم ریت و عدم استفاده از زاویای با عمق زیاد اشاره کرد.^{۱۱}

با توجه به تغییر سبک زندگی مردم، میزان ابتلا به بیماری عروق کرونری به طور فزاینده ای در جامعه افزایش پیدا کرده است. برای تشخیص ضایعات عروق کرونری قلب روش های مختلفی وجود دارد که از بین آنها آنژیوگرافی مهمترین و بهترین نقش را ایفا می کند، گرچه برخی از محققین سعی کرده اند تهاجمی بودن روش آنژیوگرافی را در مقابل روش های دیگری چون سی تی اسکن، ام آر آی و پزشکی هسته ای قلمداد کنند ولی تاکنون هیچکدام از روش های فوق نتوانسته اند حساسیت و ویژگی آنژیوگرافی را در تشخیص کرونری ها داشته باشند.^۱

در جهت کاهش یا حذف اثر تهاجمی بودن روش، تکنیک های نوینی در حال جایگزین شدن روش های سنتی هستند که از بین آنها می توان آنژیوگرافی کرونری از طریق رادیال را نام برد.

در آنژیوگرافی کرونری از طریق رادیال، رگ گیری از محل انتهای مچ دست صورت می گیرد، سپس با هدایت گاید وایر و کاتتر در جایگاه مناسب، با بهره گیری از از فلوروسکوپی و استفاده از ماده حاجب یددار، تمام طول عروق در زوایای مختلف تابش مورد ارزیابی قرار می گیرد، سپس در صورت لزوم عروق ضایعه دار با استفاده از تعبیه بالن یا استنت درمان صورت می پذیرد. (تصویر شماره یک؛ سمت چپ)

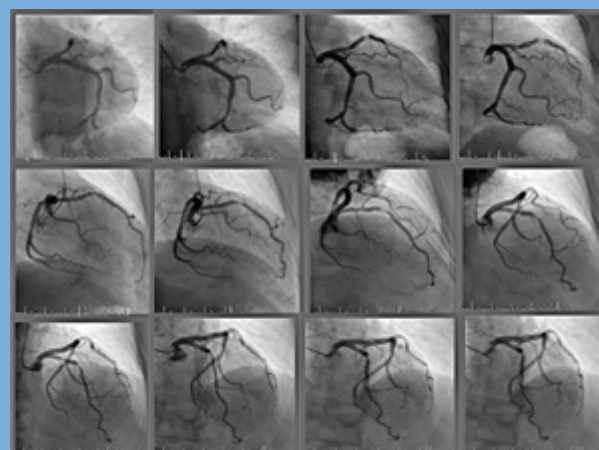
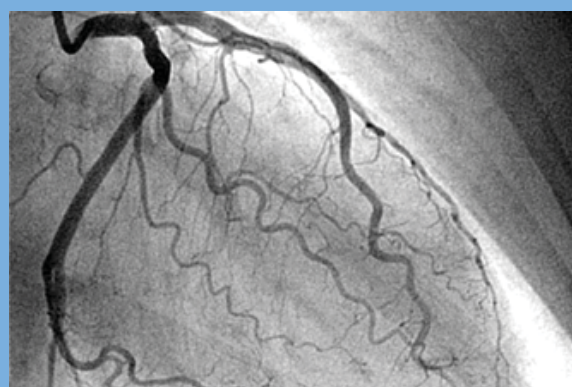
به طور عمومی مراحل انجام آنژیوگرافی اعم از طریق رادیال یا فمورال مشابه هم بوده، فقط محل رگ گیری آنها متفاوت است. (رادیال از ناحیه مچ دست و فمورال از ناحیه کشاله ران)

روش رادیال در سال ۱۹۴۸ توسط Raunder معرفی شد و انجام آنژیوگرافی و آنژیوپلاستی عروق کرونری به طور رسمی به ترتیب در سال ۱۹۸۹ و ۱۹۹۱ به ترتیب توسط Luccian و Kiemeniy وارد فاز جدیدی شد.

شریان رادیال به علت داشتن فاصله از عصب و ورید، سطحی بودن شریان و سطح بستر صاف موقعیت استثنایی در مقایسه با روش فمورال دارد، که باعث شده است میزان

Reference List

- (1) Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS, Arnett DK, Blaha MJ, Cushman M et al. Heart disease and stroke statistics--2015 update: a report from the American Heart Association. *Circulation* 2015; 131(4):e29-322.
- (2) Nathan S, Rao SV. Radial versus femoral access for percutaneous coronary intervention: implications for vascular complications and bleeding. *Curr Cardiol Rep* 2012; 14(4):502-509.
- (3) Rao SV, Tremmel JA, Gilchrist IC, Shah PB, Gulati R, Shroff AR et al. Best practices for transradial angiography and intervention: a consensus statement from the society for cardiovascular angiography and intervention's transradial working group. *Catheter Cardiovasc Interv* 2014; 83(2):228-236.
- (4) Pristipino C, Trani C, Nazzaro MS, Berni A, Patti G, Patrizi R et al. Major improvement of percutaneous cardiovascular procedure outcomes with radial artery catheterisation: results from the PREVAIL study. *Heart* 2009; 95(6):476-482.
- (5) Rao SV, Bernat I, Bertrand OF. Clinical update: Remaining challenges and opportunities for improvement in percutaneous transradial coronary procedures. *Eur Heart J* 2012; 33(20):2521-2526.
- (6) Looi JL, Cave A, El-Jack S. Learning curve in transradial coronary angiography. *Am J Cardiol* 2011; 108(8):1092-1095.
- (7) Burzotta F, De Vita M, Lefevre T, Tommasino A, Louvard Y, Trani C. Radial approach for percutaneous coronary interventions on chronic total occlusions: technical issues and data review. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 2014; 83(1):47-57.
- (8) Agostoni P, Biondi-Zoccai GG, de Benedictis ML, Rigattieri S, Turri M, Anselmi M et al. Radial versus femoral approach for percutaneous coronary diagnostic and interventional procedures; Systematic overview and meta-analysis of randomized trials. *J Am Coll Cardiol* 2004; 44(2):349-356.
- (9) Politi L, Biondi-Zoccai G, Nocetti L, Costi T, Monopoli D, Rossi R et al. Reduction of scatter radiation during transradial percutaneous coronary angiography: a randomized trial using a lead-free radiation shield. *Catheter Cardiovasc Interv* 2012; 79(1):97-102.
- (10) Tarighatnia A, Pourafkari L, Farajollahi A, Mohammadalian AH, Ghojzadeh M, Nader ND. Operator radiation exposure during transradial coronary angiography : Effect of single vs. double catheters. *Herz* 2017.
- (11) Agarwal S, Parashar A, Bajaj NS, Khan I, Ahmad I, Heupler FA, Jr. et al. Relationship of beam angulation and radiation exposure in the cardiac catheterization laboratory. *JACC Cardiovasc Interv* 2014; 7(5):558-566.
- (12) Tarighatnia A, Mohammadalian A, Ghojzade M, Pourafkari L, Farajollahi A. Beam projections and radiation exposure in transradial and transfemoral approaches during coronary angiography. *Anatol J Cardiol* 2017.



PACS Administrator (PADMIN)

مهندس رضا نعمت الهی ؛ مسئول PACS دانشگاه علوم پزشکی شیراز

تعریف

با توسعه کاربرد سیستم‌های انفورماتیکی PACS و RIS در بخش‌های تصویربرداری پزشکی، نیاز به وجود افرادی برای مدیریت این سیستم‌ها در مراکز تصویربرداری به وجود آمده است. افرادی که علاوه بر اشراف کامل به امور و فرآیندهای تصویربرداری پزشکی، از مهارت کافی در زمینه فناوری اطلاعات و کار با رایانه نیز برخوردار باشند. به این افراد PACS Admin گفته می‌شود که به اختصار ایشان را PADMIN می‌نامیم.



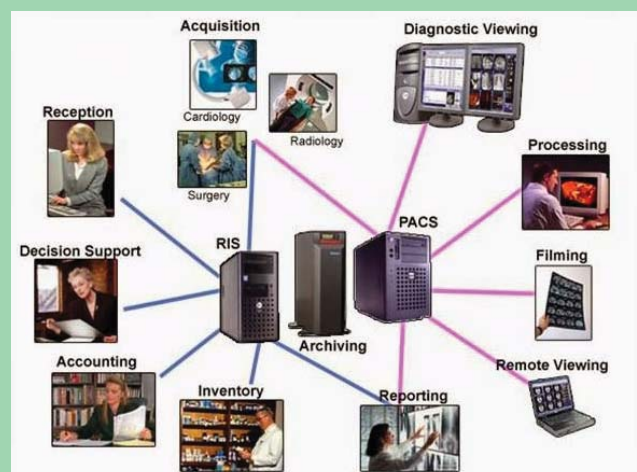
Radiation For Health

آبان ۹۶ شماره سوم، سال دوم

جایگاه سازمانی

پدمن سمی است که در جایگاه صحیح خود باید از بین کارشناسان رادیولوژی انتخاب شود. با این انتخاب، علاوه بر این که مدیریت صحیح و منظم و توسعه سیستم با توجه به نیازهای مرکز تصویربرداری برقرار می‌شود، موقعیت شغلی جدیدی نیز برای کارشناسان رادیولوژی ایجاد می‌گردد. متأسفانه در بسیاری از مراکز در کشور ما این امر به پرسنل واحد فناوری اطلاعات سپرده شده که این امر علاوه بر تحمیل کار اضافی و غیر مرتبط به ایشان، توسعه سیستم با توجه به نیازهای مختلف داخلی مرکز تصویربرداری را نیز محدود می‌نماید. کارشناسان واحد فناوری اطلاعات، دارای وظایفی عمومی در کل بیمارستان می‌باشند و امور اختصاصی هر واحد از جمله واحد تصویربرداری را باید پرسنل خود آن واحد اداره نمایند. درست مانند امور انبارداری و حسابداری و تاسیسات و... که در هر واحد، کارمند مربوط به همان واحد کارهای کامپیوتری مربوط به بخش خود را انجام می‌دهد. بنابراین مرز وظایف پدمن و کارشناس فناوری اطلاعات نیز، نرم‌افزار کاربردی می‌باشد، بدین معنی که واحد فناوری اطلاعات، سرورها، شبکه، سخت‌افزار، و سیستم عامل را مدیریت می‌کند و ورود به نرم‌افزار کاربردی و استفاده از سیستم کلاً بر عهده واحد تصویربرداری با سوپروایزری شخص پدمن مرکز می‌باشد.

در زمینه امتیازات شغلی، سمت پدمن به عنوان یک ابلاغ داخلی واحد تصویربرداری محسوب می‌شود و یک یا چند نفر از کارشناسان رادیولوژی این مسئولیت را عهده دار می‌شوند. بنابراین پدمن باید از کل امتیازات حرفه‌ای یک کارشناس رادیولوژی و پرتوکار عادی برخوردار باشد، به همان صورت که مسئول بخش رادیولوژی و کارشناس MRI از این امتیازات برخوردار می‌باشند. همچنین حق مسئولیت با توجه به نیاز به مدیریت و جوابگویی پدمن در قبال سیستم و حق آنکالی و پریکس متناسب نیز باید به شخص پدمن اختصاص یابد. تقریباً



به ازای هر ۳۰۰ تختخواب در یک بیمارستان، یک نفر پدمن تمام وقت مورد نیاز می‌باشد.

شرح وظایف

وظایف پدمن شامل امور زیر می‌باشد:

- آموزش: حجم بسیار زیادی از کار پدمن شامل آموزش گروه‌های مختلف می‌باشد. تمام پزشکان مرکز و همچنین پرسنل جدید بخش رادیولوژی باید در زمینه استاندارد DICOM و سیستم PACS و همچنین کاربری سیستم مورد استفاده در مرکز، آموزش لازم را دریافت نمایند.
- ارائه و حذف دسترسی کاربران به سیستم و تعریف سطح دسترسی و اختیارات کاربران مختلف.
- رفع اشکالات روزمره سیستم و کاربران
- کنترل و اصلاح اطلاعات تصویربرداری‌ها که توسط پرسنل واحد تصویربرداری به سیستم PACS ارسال می‌شود.
- توسعه مستمر سیستم و استفاده کامل از قابلیت‌ها و مزایای سیستم تصویربرداری دیجیتال و ایجاد امکانات جدید
- سایر امور از جمله همکاری در طرح‌های علمی، ارسال اطلاعات مورد نیاز بیماران به سایر مراکز جهت مشاوره، برنامه‌ریزی جهت امنیت و محرمانگی اطلاعات بیماران و ارتباط با شرکت‌های پشتیبان سیستم PACS و تجهیزات تصویربرداری و شرکت در سمینارهای علمی مربوط به انفورماتیک تصویربرداری و به روز نگه داشتن سطح علمی خود و سازمان.
- مهارت‌های مورد نیاز
- آشنایی کامل با فرآیندهای کاری بخش تصویربرداری
- اطلاعات و توانایی‌های کامپیوتری زیر در سطح کلی
- شبکه‌های کامپیوتری

• برنامه نویسی

• پایگاه داده

- مهارت ارتباطی و اجتماعی بالا به دلیل نیاز به ارتباط و تعامل با کاربران در سطوح مختلف و با شرکت‌های مختلف
- با توجه به آنچه ذکر شد، لازم است که در حوزه تصویربرداری پزشکی، جایگاه شخص PACS Admin مورد توجه ویژه قرار گرفته و نسبت به آموزش و انتصاب افراد پدمن در تمام مراکز اقدام گردد.

مقدمه ای بر کنترل کیفی در رادیوگرافی دیجیتال

توحید عباسی آذر، دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی
دکتر داوود خضریو، هیئت علمی دانشگاه علوم پزشکی تبریز





از کیفیت باید در ضمن اینکه دوز تابشی بیمار و پرتوکار را پایین نگه دارد، بایستی کیفیت مناسب تصویر را نیز تضمین نماید. بدین منظور می بایست با استفاده از آزمون های کنترل کیفی در هنگام نصب دستگاه و نیز به طور منظم در دوره های زمانی معین اطمینان از ایمنی تابش و کیفیت ثابت تصویر را فراهم کرد. بنابراین اجرای کنترل کیفی در تجهیزات رادیولوژی به طور منظم و تعمیر عیوب آنها نقش تعیین کننده ای در کاهش دوز جذبی بیمار، افزایش طول عمر دستگاه و بهبود کیفیت تصاویر رادیوگرافی بازی می کند.

برای اولین بار در جهان، در سال ۱۹۶۶ تست کنترل کیفی بر روی دستگاه های رادیولوژی تشخیصی در انگلستان صورت گرفت. در سال ۱۹۹۷ کمیسیون حفاظت در برابر اشعه اروپا، دستورالعمل هایی را برای کنترل کیفی تجهیزات رادیولوژی تشخیصی منتشر کرده است. اجزای اصلی برنامه کنترل کیفی در گزارش AAPM در سال ۲۰۰۲ شرح داده شده است. سازمان جهانی بهداشت (WHO) تضمین کیفیت را در رادیولوژی تشخیصی به منظور عملکرد تجهیزات که شامل مشخصات دستگاه و بهینه سازی پارامترها و نگهداری آنها می گردد، می داند.

امروزه استفاده از رادیوگرافی دیجیتال در بخش های رادیولوژی به سرعت در حال گسترش می باشد. چندین تفاوت اساسی بین سیستم رادیوگرافی فیلم صفحه و دیجیتال در شرایط فیزیکی فرایندهای درگیر در تصویربرداری وجود دارد. فرایندهای مختلف، محدودیت های مختلفی را در فاکتورهایی که کیفیت تصویر را تعیین میکنند مانند جداسازی فضایی، کنتراست و نویز باعث می شوند. مزایای رادیوگرافی دیجیتال شامل کاهش هزینه های مربوط به توسعه و رسیدگی به فیلم، افزایش رنج دینامیکی تصاویر گرفته شده و کاهش تکرار تصویربرداری می باشد. ذخیره ی دیجیتال تصاویر گرفته شده، همچنین توانایی اجرای دستکاری تصویر و بایگانی بلندمدت تصویر را فراهم می آورد. همچنین در سیستم های دیجیتال دوزهای خیلی بالا یا خیلی پایین در تصویر به سختی قابل ملاحظه می باشند بنابراین کنترل کیفی برای تجهیزات دیجیتال یک ضرورت است که دوزهای بالای غیر ضروری جلوگیری کرده و تصویری با کیفیت خوب بدست آید •

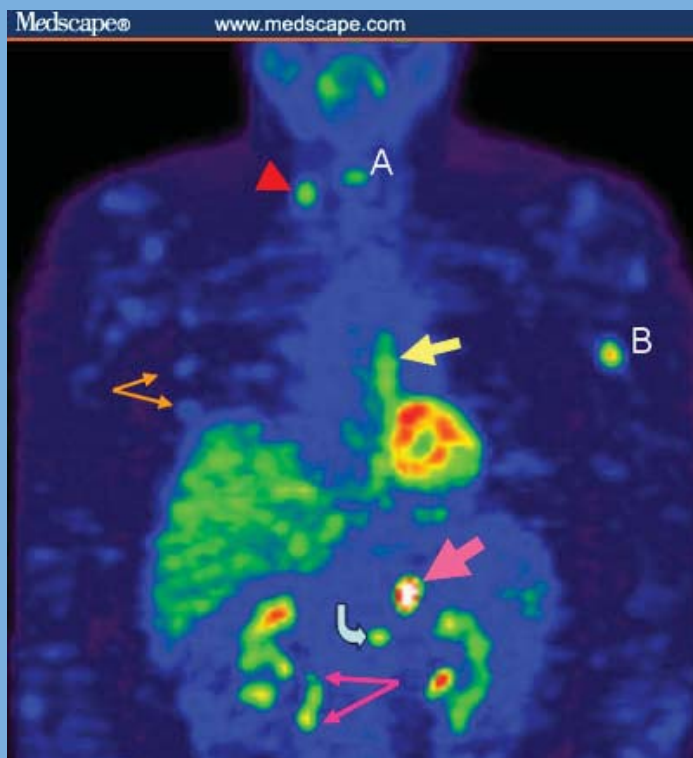
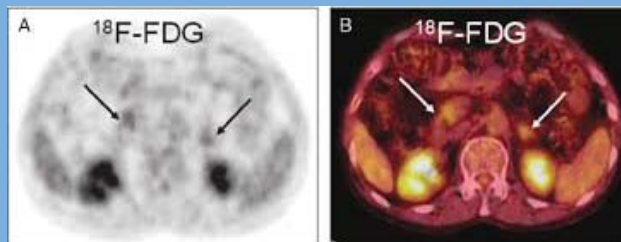
انسان همواره در معرض تابش های یونساز از محیط اطراف خود می باشد. از منابع پرتو ساخت بشر، بیشترین پرتوگیری ناشی از آزمون های تشخیصی با پرتو ایکس می باشد که این امر به دلیل اجتناب ناپذیر بودن تشخیص با پرتوایکس می باشد. حدود ۳۰ تا ۵۰ درصد تصمیم گیری های پزشکی متکی بر یافته های رادیولوژیک است. در ایالات متحده به طور میانگین پرتوگیری افراد از روش های تشخیصی اشعه ایکس حدود ۱۲ درصد می باشد. که این میزان آزمون های رادیولوژی باعث ۷۴ درصد دوز تجمعی ناشی از پرتو در آمریکا می باشد. بررسی ها نشان می دهد روزانه بیش از ۱۰ میلیون آزمون رادیولوژی و صدهزار آزمون پزشکی هسته ای در جهان انجام می شود. در ایران سالانه بیش از ۲۰ میلیون آزمون اشعه ایکس در مراکز رادیولوژی انجام می شود. پرتوگیری چنین جمعیت بزرگی (حتی در سطح دوزهای پایین مورد استفاده در رادیولوژی تشخیصی) به دلیل اثرات قطعی و احتمالی پرتوهای یونیزان باعث ایجاد نگرانی شده است.

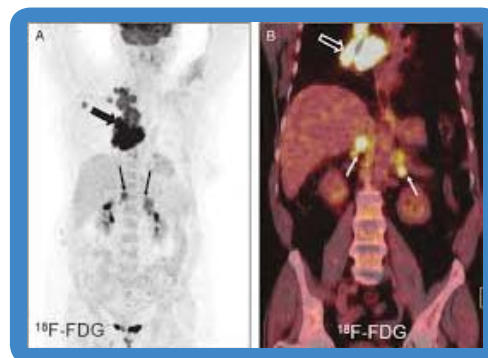
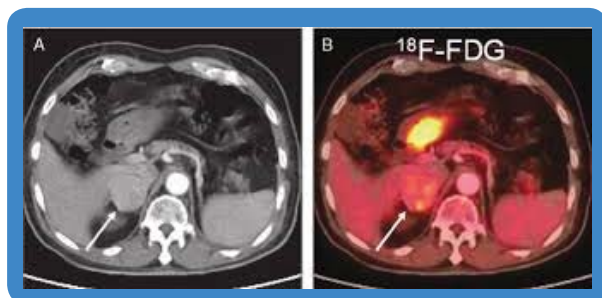
بنابر اصول پایه حفاظت در برابر اشعه شامل توجیه پذیری (Justification) و بهینه سازی (Optimization) که توسط کمیسیون بین المللی حفاظت در برابر اشعه (ICRP) توصیه شده است. لازم است هر آزمایشی که توسط پرتوهای یونساز صورت می گیرد، به طور واضح مفیدبودن آن برای بیمار قابل توجیه باشد و روش به کار رفته طوری بهینه شود که پرتوگیری بیمار و کارکنان به حداقل ممکن برسد. امروزه برنامه های حفاظتی در برابر اشعه بر مبنای حفظ تابش گیری بیماران، پرتوکاران و کل جامعه بر اساس اصل ALARA تعریف شده است. فلسفه هر چه کمتر موجه شدنی به این معنی است که میزان پرتوگیری هر چه کمتر، موجه و همچنین شدنی باشد. این بدان معنی است که آزمایش های رادیولوژی باید به نحوی انجام گیرد که اطلاعات مورد نیاز با حداقل ریسک پرتو برای بیمار حاصل گردد.

یکی از مراحل فرایند بهینه سازی، کنترل کیفیت یا تضمین کیفیت دستگاه های رادیولوژی است. هدف از تست های کنترل کیفی اطمینان از عملکرد بهینه مربوط به سیستم های تصویربرداری و تشخیص تغییراتی که ممکن است در نتیجه یک افت چشمگیر در کیفیت تصاویر یا یک افزایش قابل توجه در دوز پرتویی باشد، می باشد. برنامه اطمینان

P.E.T در تصویربرداری آدرنال

دکتر اسماعیل قره پاپاق - متخصص پزشکی هسته ای و فلوشیپ PET





گرچه ۱۱ PET-MTO-C در تمایز توده‌های آدرنوکورتیکال از غیر آدرنوکورتیکال، دقیق می‌باشد، ولی نمی‌تواند نتوپلاسم‌های خوش خیم آدرنال را از کارسینومای آدرنوکورتیکال افتراق دهد. مقادیر جذب استاندارد (SUV) می‌توانند نتوپلاسم‌های هیپر فونکسیون را از آدرنال عادی طرف مقابل مجزا کنند، ولی برخلاف عوامل تصویربرداری آدرنال بر مبنای کلسترول، جذب ۱۱ PET-MTO-C در آدرنال طرف مقابل بیماران دارای نتوپلاسم‌های بیش فعال مترشح کورتیزول، «سپرس» نشده و تفاوتی با SUV آدرنال‌های طرف مقابل و سایر ضایعات آدرنوکورتیکال بیش فعال و غیربیش فعال آن ندارد. لیکن، در مورد آدنوم کوشینگ، جذب آدرنال طرف مقابل پائین‌تر از آدرنال مبتلا بود و تقریباً نصف جذب آدرنال طرف مقابل در آلدوسترونیسم اولیه و ضایعات آدرنوکورتیکال غیر بیش فعال بود. اخیراً اتومیدات با F18 نشاندار شده و در ۱۰ داوطلب نرمال تزریق شد و کورتکس آدرنال را ظرف ۱۵ دقیقه تحت نظر گرفتند که مشاهده شدن نسبت جذب آدرنال به کبد بیشتر از ۳ بود. آشکار است که این مهارکنندگان ۱۱ بتا هیدروکسیلاز را می‌توان برای تشخیص وجود بافتهای آدرنوکورتیکالی بکار برد، ولی اینکه آیا می‌توان آنها را برای ردیابی عملکرد آدرنوکورتیکال و پاسخ به اثر محرک رایج (ACTH و آنژیوتانسین) و روش‌های سایرشن (دگزامتازون) که در تشخیص ناهنجاری آدرنالی اهمیت دارند بکار برد یا خیر، هنوز جای تحقیق است. دیگر واسطه‌های متابولیکی نشاندار شده توسط پوزیترون-۱۱C استات (دخیل در متابولیسم آروویک واسید چرب)

توموگرافی با ساطع کردن پوزیترون (P.E.T) بینشی نوین در تصویرگیری از مولکولها ایجاد کرده، و هنگامیکه با توموگرافی کامپیوتری (C.T) در هم می‌آمیزد، نقشه نگاری توأمان عملکردی و آناتومیکی بافتها، اعضا و سیستمها را امکان پذیر می‌سازد که روش تحقیق، مرحله سنجی (staging) و مشاهده درمان با پزشکی هسته‌ای را متحول نموده است. توانائی نشاندار کردن واسطه‌های متابولیکی، لیگاند ها، هورمونها و پره کورسورهای که عملکرد و خصوصیات ویژه‌ای را در بافت هدف می‌گیرند با ایزوتوپهای ساطع کننده پوزیترون، سبب پیشبرد PET و دیگر آنالوگهای نشاندار در جهت تصویربرداری تشخیصی و در موارد خاصی، درمان بارادیونوکلئید شده، ولی در حال حاضر جایگزینهای معدودی برای تصویربرداری F18-فلئورودزوکسی گلوکز (FDG) از آدرنالها، خارج از مراکز مجهز و دارای دانش لازمه ساخت آنها موجود می‌باشد. بخاطر محل دور از دسترس و پیچیدگی خاص عملکردیشان، غدد آدرنال مرکز توجه تصویربرداری رادیونوکلئیدی بوده‌اند. با درک بیوسنتز و کنترل هورمونهای آدرنال، روی ردیاب‌هایی کار شده تا از فرصتهایی برای تصویربرداری جذب پره کورسورها و نشان دادن مکانیسم‌های متابولیسم هورمون استفاده شود. مواد و روشهایی برای ترسیم عملکرد و سوء عملکرد سیستم قسمت قشری و مرکزی آدرنال‌ها ابداع گردید. پیشرفت همزمان تصویر برداری بر پایه آناتومی و ترکیب آن با اطلاعات منتج از مطالعات عملکردی رادیونوکلئیدی ابزار خوبی در ارزیابی نارسائیهای غدد آدرنالی شده و به مثابه مسیر الگو برای پیشرفت رادیوفارمسی و همکاری آن با تکنولوژیهای تلفیقی تصویربرداری بکار رفته است.

نخستین مواد تصویربرداری آدرنوکورتیکال که با موفقیت کلینیکالی بکار رفتند I ۱۹-I ۱۳۱ یدو کلسترول و نورکلسترول بودند که پایه کلسترولی داشته و از انباشت کلسترول کم چگالی بر گرفته از لیپو پروتئین توسط کورتکس آدرنالی، تحت کنترل هیپوتالاموس-هیپوفیز آدرنوکورتیکوتروپین (ACTH) در تولید کورتیزول و آندروژن آدرنوکورتیکال توسط نواحی داخلی کورتکس آدرنال و آلدوسترون تحت کنترل کورتکس خارجی آدرنال توسط سیستم رنین-آنژیوتانسین بهره می‌گرفتند. حجم عظیمی از مقالات در طول ۵ دهه، از سودمندی و کارآمدی بالینی این مواد در ارزیابی سوء عملکرد آدرنوکورتیکال، و کاربرد آنها در تشخیص بیماری یکطرفه آدرنال از دو گانه‌اش، خوش خیم از بدخیم، و اولیه و متاستاتیک، حکایت دارد.

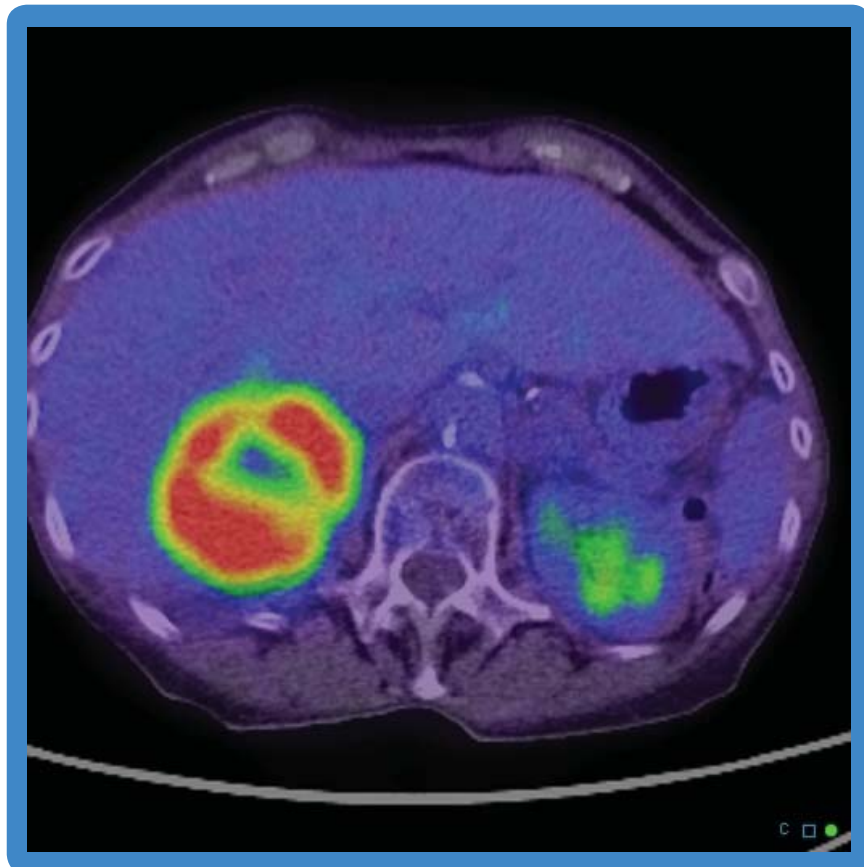
گرچه ایزوتوپهای ساطع کننده پوزیترون برای نشاندار کردن یک آنالوگ کلسترول بکار رفته‌اند، تصویربرداری آدرنوکورتیکال با PET یک مدل جایگزین را دنبال کرده که عبارتست از مهارکننده‌های نشاندار آنزیم ۱۱ بتا هیدروکسیلاز، که یک آنزیم تنظیم شونده توسط ACTH می‌باشد که در بیوسنتز کورتیزول و آلدوسترون نقش اساسی ایفا می‌کند. مطالعات جانوری قابلیت یک آنالوگ نشاندار با ید رادیداکتیو متیراپون (metyrapone)، یعنی SKF-۱۲۱۸۵، را در تصویربرداری کورتکس آدرنال نشان داده، ولی سه دهه بعد بود که یک مهارکننده دیگر بتا هیدروکسیلاز بنام کربن ۱۱-متومیدات (MTO) برای تصویربرداری کورتکس آدرنال و نیز تشخیص افتراقی ضایعات با منشاء آدرنوکورتیکال که حداکثر انباشتگی آن در کارسینومای آدرنوکورتیکال بوده و بعد از آن در آدنوم‌های بیش ترشح کننده کورتکس، یا آدنوم‌های غیر مترشح و تومورهای غیر کورتیکالی می‌باشد.

برای تصویر برداری فتوکروموسیتوم ها و انواع بسیاری از نئوپلاسمهای مرتبط بکار رفته اند.

گرچه ^{18}F -فلوئورو دزوکسی گلوکز یک عامل تصویربرداری مخصوص برای بافتهای آدرنوکورتیکال یا سمپاتومدولا نیست، ولی با موفقیت و بطور کارآمد در ردیابی نئوپلاسمهای بدخیم آدرنال، متاستاز آنها و متاستاز آدرنال بکار رفته است. FDG در تشخیص کارسینوما آدرنوکورتیکال و متاستاز آدرنال ناشی از دیگر سرطانها قابل مقایسه با ^{11}C -MTO بوده و بی شباهت به دیگر رادیوداروهای نشان دار شده با تک فوتون و یا پوزیترون در ردیابی فتوکروموسیتوم های خوش خیم و بدخیم نیست. پس، رادیوداروهای جدید PET برای تصویر برداری آدرنال کجای کارند؟ پیشرفت هایی حاصل شده، ولی کند بوده است. ترکیبات موفق جدید نشان دار شده با ^{11}C و متعاقب آنها آنالوگهای نشاندار با ^{18}F یا ^{68}Ga ارائه شده اند که تحت شرایط «صحیح» می توانند بطور عمومی تری در دسترس قرار بگیرند. دسترسی بیشتر به حتی تعداد محدودی از این عوامل می تواند اجازه ارزیابی آنها را بر روی تعداد بیشتری از بیماران در قیاس با عوامل تصویربرداری فعلی غیر PET رایج با هیبرید SPECT-CT را میسر سازد. مطالعاتی باید برای آزمودن ارتباط ترسیمات فونکسیونل با پرامترهای کارکرد آدرنال یا تومور انجام شود و دستکاریهای فارماکولوژیکی نیز بطور روتین برای اقدامات تشخیصی آندوکرین انجام می شوند. علیرغم تمام ارزشی که PET و PET-CT برای ارزیابی سوء عملکرد آدرنال و حرفه پزشکی هسته ای دارد، تعداد ایزوتوپهای در دسترس PET و رادیوداروهای PET برای مقاصد بالینی هنوز اندکند، ولذا تحقیقات بیشتری در آینده لازم است .

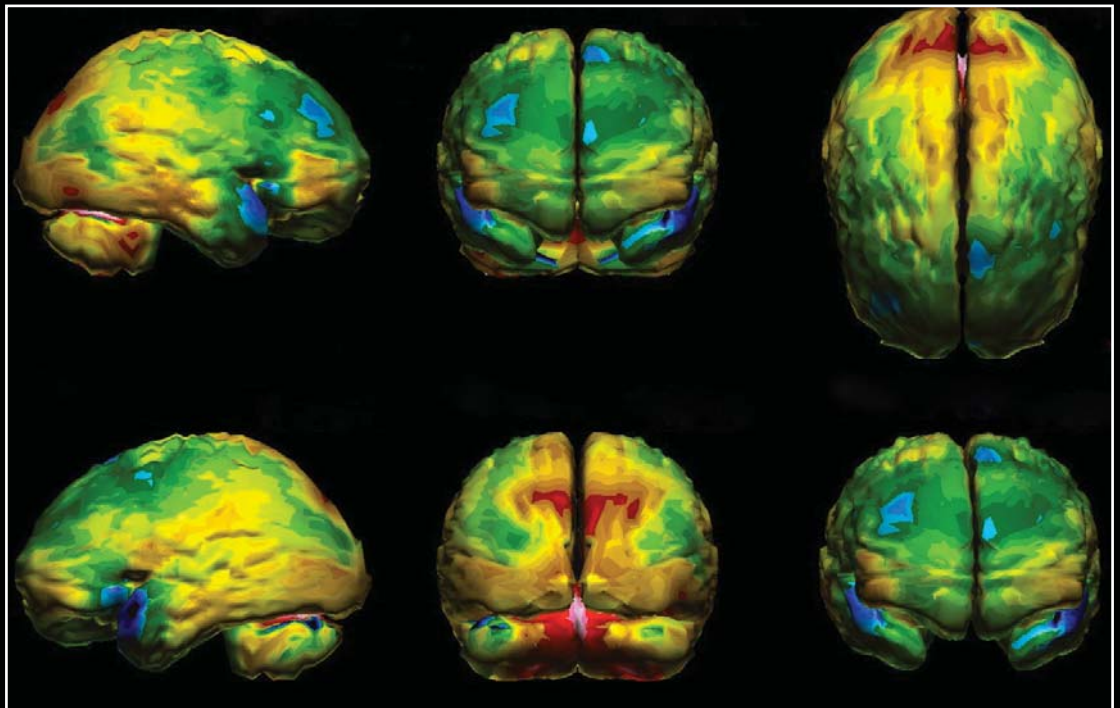
و C/F1811 کولین (یک جزء امینواسیدی غشاء سلولی) نیز در تصویربرداری آنانومیکی توده های غیر مترشح آدرنال بکار رفته اند، ولی در حال حاضر، گزارش کاربرد آنها در دیسفونکسیون آدرنوکورتیکال قطعیت ندارد. متعاقب موفقیت تصویربرداری آدرنومدولا با متایودوبنزیل گوانیدین (MIBG) متصل با ید رادیواکتیو، تقریباً همه اجزاء بیوسنتز کاتکولامین و هورمونهای اپی نفرین، دپامین و آنالوگها با ساطع کننده های پوزیترون نشاندار شده اند. فهرست ترکیباتی که سنتز یا مسیرهای جذب مجدد کاتکولامین را هدف می گیرند در حال حاضر شامل ^{11}C -اپی نفرین، ^{18}F -فلوئورو دپامین (^{18}F -DA)، و ^{18}F -فلوئورو دی هیدروکسی فنیل آلانین (^{18}F -DOPA) می شود و همگی برای تصویربرداری فتوکروموسیتوم و نئوپلاسمهای مربوطه بکار می روند. به جز چند استثناء محدود، اکثر فتوکروموسیتوم های اینترا آدرنالی توسط این عوامل شناسایی شده اند، و لیکن، خارج آدرنال بودن، بدخیمی و دست اندازی های دور دست فتوکروموسیتوم متاستاتیک، مشکل زا بوده و ممکن است از دید MIBG.SPECT رایج و برخی از این ترکیبات نشان دار شده با PET دور بمانند. مطالعات اخیر استفاده از ^{18}F -DA یا ^{18}F -DOPA را در مواردی که تصویربرداری مرسوم تک فوتوروش های تصویربرداری ناموفق اند پیشنهاد می کنند.

توزیع وسیع گیرنده های سوماتو استاتین که شامل نئوپلاسمهای ستیغ عصبی (neural crest) می شود، و موفقیت نسبتاً جدید عوامل تصویربرداری توسط گیرنده های سوماتو استاتین نشاندار یک جایگزین بسیار موفق دیگر را در تصویربرداری آدرنومدولاری فراهم کرده است. مشتقات متعددی از پنتترئوتاید آنتاگونیست سوماتو استاتین با نیمه عمر طولانی، با انواع رادیوایزوتوپهای ساطع کننده پوزیترون، نشان دار شده و با موفقیت



تصویر برداری فانکشنال (Functional Imaging)

سودا ساجدی فر : دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی



تصویر برداری فانکشنال نوعی از تصویر برداری پزشکی است که تصاویر دقیقی را از فعالیت ارگان مورد نظر در سطح ملکولی و سلولی فراهم می سازد، در حالی که دیگر روش های تصویر برداری تشخیصی مانند اشعه x، سی تی و اولتراسوند معمولاً تصاویر آناتومیکی ارائه می دهد.

تصویر برداری فانکشنال امکان بررسی فرایندهای شیمیایی و بیولوژیکی را بوجود آورده و مسیر درمان را پیشنهاد خواهد نمود.

مزایای تصویربرداری فانکشنال:

۱- اطلاعاتی را که با سایر تکنیک های تصویر برداری غیر قابل دستیابی است و یا مستلزم روش های تهاجمی مانند بیوپسی یا جراحی می باشد را فراهم می سازد.

۲- تشخیص بیماری در مراحل اولیه آن و تعیین محل دقیق تومور

۳- به عنوان یک ابزار برای ارزیابی و مدیریت مراقبت از بیمار

۴- تعیین میزان یا شدت بیماری، از جمله بررسی وجود یا عدم وجود متاستاز

۵- انتخاب درمان موثر بر اساس ویژگی های بیولوژیکی منحصر به فرد بیمار و نوع تومور یا بیماری دیگر

۶- مشخص کردن میزان پاسخ به درمان

۷- تطبیق سریع برنامه های درمان جهت پاسخگویی سریع به تغییرات فعالیت های سلولی

۸- بررسی پیشرفت بیماری

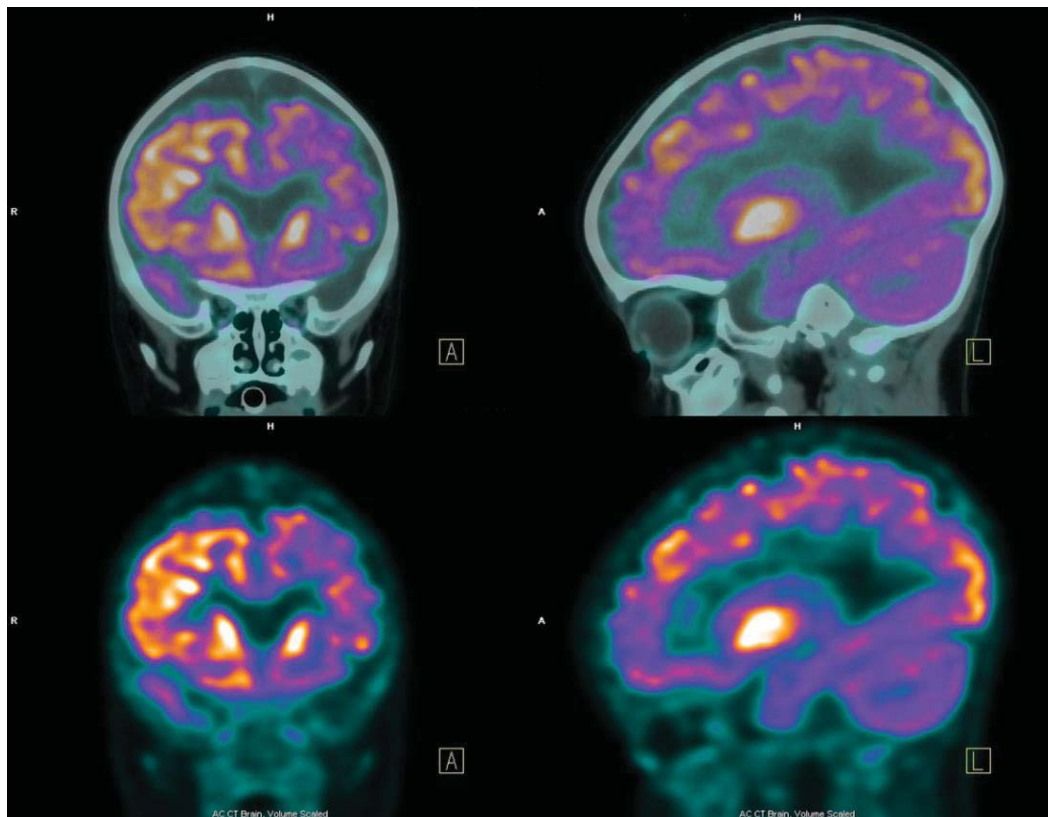
۹- تشخیص عود بیماری و کمک به پیشرفت درمان

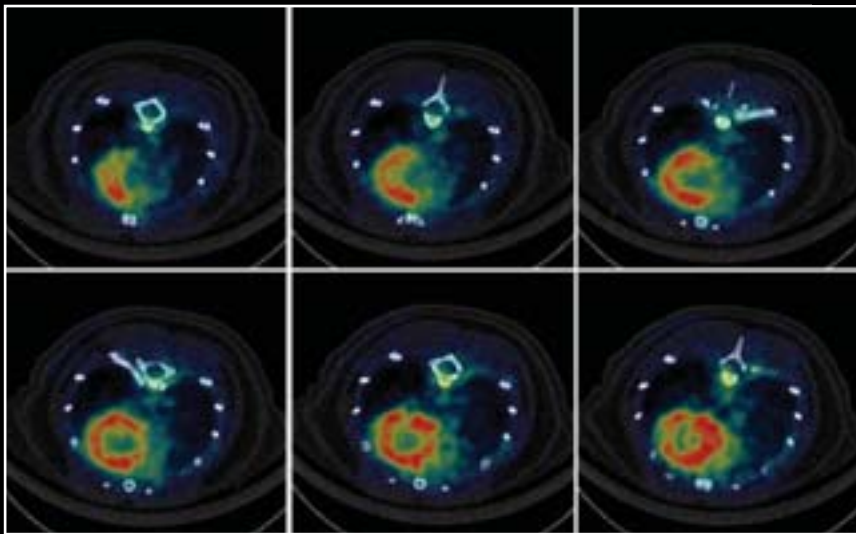
از جمله بیماری هایی که توسط تصویربرداری فانکشنال مرتفع می گردند می توان به ؛ سرطان ، بیماری های قلبی ، اختلالات مغزی (مانند بیماری الزایمر)، اختلالات دستگاه گوارش ، اختلالات ریه ، اختلالات استخوانی و اختلالات کلیه و تیروئید اشاره کرد.

مکانیسم تصویربرداری مولکولی:

اساس این نوع تصویربرداری بر پایه تغییرات بیولوژی، میزان فعالیت سلولی و در نهایت ایجاد تغییرات در ارگان و یا ضایعه مورد نظر است که موجب تفاوت با بخش های نرمال شده و در نهایت منطقه غیر طبیعی ارگان یا ضایعه شناسایی خواهد شد. از جمله مهمترین تغییرات بیولوژی می توان به تفاوت میزان پرفیوژن ناحیه مورد نظر نسبت به سایر مناطق نرمال اشاره کرد.

روش های تصویر برداری فانکشنال توسط یک دستگاه تصویر





تصویربرداری فانکشنال است که توسط یک عامل شناساگر بر اساس مولکول های آلی پپتیدها و یا آنتی بادی ها انجام می گیرد. روش های تصویربرداری مولکولی اغلب به صورت سرپایی انجام می شود. در صورت نیاز به یک ماده تصویربرداری، آن ماده تزریق، بلعیده یا استنشاق می شود. تصویربرداری بر اساس نوع روش، بلافاصله یا در زمان های بعدی بسته به نوع روش انجام می شود. تصاویر ایجاد شده توسط یک سیستم مشخص پردازش شده و در نهایت به پزشک ارجاع داده می شود. برای تصویربرداری مولکولی امروزه از چه تکنولوژی هایی استفاده می شود؟

دوربین گاما

اگر اساس عامل دارویی مورد استفاده بر پایه رادیوایزوتوپ های گاما باشد دوربین گاما مورد استفاده قرار می گیرد که تقریباً تمام مواد تشخیصی تصویربرداری مولکولی بر این اساس انجام می گیرد.

تصویربرداری SPECT (Single photon emission computed tomography)

اسکن SPECT بر پایه دوربین گاما که در اطراف بدن بیمار می چرخد تا محل تجمع رادیودارو را تشخیص دهد، می باشد. SPECT تصاویر سه بعدی از منطقه مورد نظر را بدست می دهد. همچنین می توان جهت دقت بالاتر از ترکیب SPECT/CT استفاده کرد.

تصویربرداری PET (Positron emission tomography)

در این روش رادیوداروی مورد استفاده بر اساس گسیل پوزیترون که در نهایت به پرتوهای گامای ۵۱۱ keV تبدیل می شوند، می باشد. اکثر رادیوداروهای FDG-F18 استفاده می گردد. در این روش به منظور جذب تمام گاماها منتشر شده از سایت مورد نظر، کریستال دستگاه به صورت حلقوی می باشد. مکانیسم ایجاد پرتوهای گاما از ذرات پوزیترون، ترکیب $e^+ + e^-$ با یک الکترون محیطی و تبدیل آن به دو پرتو گاما (که پرتو نابودی ناحیه می باشد) با انرژی های یکسان ۵۱۱ keV است که با زاویه نزدیک ۱۸۰° از هم تشکیل می گردند. پرتوهای گامای تشکیل شده حاصل رادیودارو اطلاعات مورد نظر منطقه نرمال را بدست می دهد.

مناطق که مقدار زیادی از FDG تجمع یافته است "نقاط داغ" نامیده می شود که نشان دهنده میزان بالای فعالیت بیولوژیکی در آن ناحیه می باشد.

مناطق با شدت متابولیکی پایین جذب رادیودارو کمتر یا در برخی مواقع نزدیک به صفر دارند و به صورت نقاط سرد شناسایی می شوند.

با استفاده از تکنولوژی تصویربرداری هیبریدی PET/CT، با استفاده از اشعه X روش سی تی، مناطق دقیق جذب رادیودارو از نظر آناتومی به صورت دقیق مشخص خواهد شد.

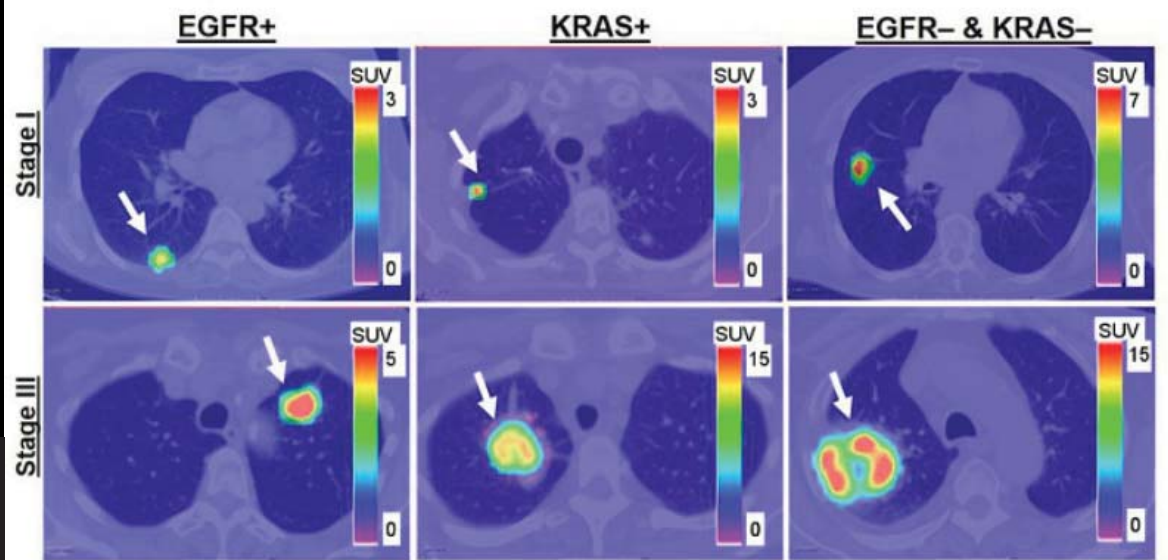
Optical imaging

برداری و یک عامل تصویربرداری یا پروب (داروی مورد استفاده)، انجام می گیرد. پروب یا عامل مورد نظر با تفاوت میزان جذب در سلول های مورد نظر با سایر مناطق نرمال، اطلاعاتی را در اختیار می گذارد. عوامل دارویی مورد نظر بسته به نوع روش بکار برده شده اکثر عوامل نوری یا رادیوداروهای برپایه اشعه گاما می باشند. روش های پزشکی هسته ای (اسکن PET، SPECT و...) قسمت عمده تصویربرداری فانکشنال را شامل می شوند، اساس تصویربرداری استفاده از عوامل دارویی نشاندار شده با رادیوایزوتوپ های گاما دهنده می باشد. مواد و وسایل گوناگونی جهت مشاهده فعالیت سلولی مثل فرایند شیمیایی مربوط به متابولیسم و یا اکسیژن خون استفاده می شود.

در پزشکی هسته ای که شاخه ای از تصویربرداری فانکشنال است، عامل تصویربرداری یک رادیو ترکر یا ردیاب ماده شیمیایی است که ترکیبی از یک اتم رادیواکتیو یا ایزوتوپ است.

در سایر روش های تصویربرداری مولکولی، مانند تصویربرداری نوری و سونوگرافی مولکولی، از مواد مختلفی استفاده می کنند. مکانیسم عمل ماده تصویربرداری (دارو) تمایز تجمع دارو در ارگان یا سلول هدف نسبت به سایر مناطق نرمال می باشد.

تصویربرداری مولکولی شاخه ای از



در این نوع تصویربرداری، مولکول های مشخصی از جمله پروتئین ها توسط مواد فلورسانس، لیبل شده و در ادامه با اتصال به منطقه هدف بافت شناسایی خواهد شد. با توجه به برد کوتاه پراش فلورسنت نیاز به آشکارساز های حساس تری می باشد.

تصویربرداری مولکولی فراصوت

تصویربرداری متداول فراصوت از امواج صوتی با فرکانس در محدوده صوتی بالا استفاده می کند که تصاویری از داخل بدن فراهم می آورد.

تفاوت دانسیته بافت و در نتیجه تفاوت طول موج امواج برگشتی اساس تصویربرداری خواهد بود.

در این روش می توان از کنتراست بر پایه میکروبول های مخصوص استفاده کرد.

تصویربرداری مولکولی تا چه اندازه ایمن و بی خطر است؟

روند تصویربرداری مولکولی، غیر تهاجمی و بی خطر می باشد. هنگام انجام این تصویربرداری بر پایه روش های پزشکی هسته ای، مقدار رادیواکتیویته مورد استفاده بسیار پایین بوده و در مقایسه با روش هایی مانند سی تی و... دوز پرتوگیری بیمار بسیار پایین می باشد. بیش از ۵۰ سال است که روشهای پزشکی هسته ای انجام می شود و هیچ اثرات جانبی طولانی مدت ثبت نشده است.

واکنش های آلرژیک به رادیودارو نسبت به سایر مواد حاجب قابل چشم پوشی است. عوامل بکاربرده شده توسط سازمان غذا و دارو ایالات متحده آمریکا آزمایش و تأیید شده است.

چه آینده ای در انتظار تصویربرداری مولکولی است؟

با پیشرفت در مراحل درمان بیماری و جایگزین روش های موثرتر، موارد تشخیص نیز دست خوش موارد زیادی بوده و پیشرفت های تأثیرگذاری را تجربه کرده است که می توان به موارد زیر اشاره کرد:

- ۱- کشف پروسیجرهای جدید
- ۲- شخصی سازی درمان، به طوریکه درمان هر فرد بر اساس نمایه ژنتیکی خود فرد خواهد بود.
- ۳- معرفی تصویربرداری های هیبریدی از جمله PET-MRI و PET-CT
- ۴- پیشرفت در زمینه تولید عوامل پرتوی برای مطالعات ژنتیکی

تصویربرداری مولکولی

دکتر اشرف فخاری؛ متخصص رادیوفارماسی
لیلا مرادی؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی



ی نقش (مانند رسپتورها و آنزیم ها) می تواند انجام گیرد. هدف قرار دادن DNA برای تصویربرداری، به دلیل عدم سهولت دسترسی به داخل هسته دشوار می باشد. بنابراین اغلب تصویربرداری ها از پروتئین های سیتوپلاستی یا پروتئین های روی غشاء سلول انجام می گیرد.

تصویربرداری از ژن:

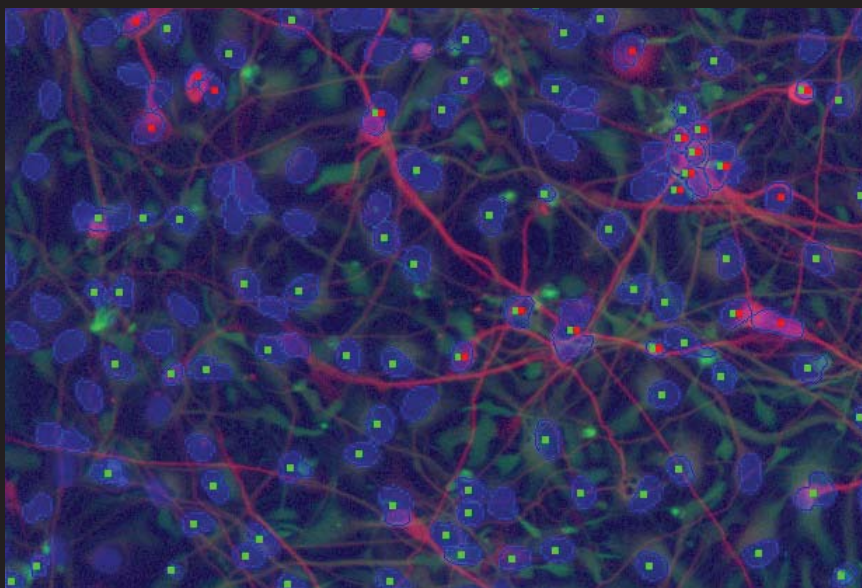
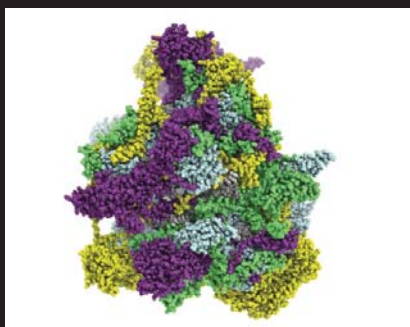
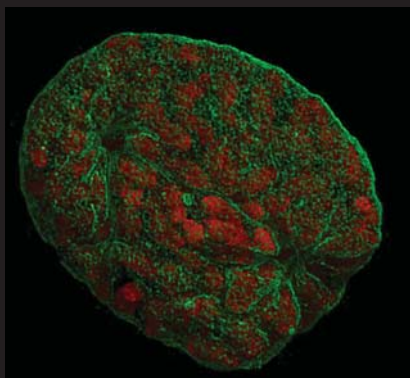
معمولا به منظور بررسی میزان بیان یک ژن، پروتئین مربوط به آن مانند رسپتور، آنزیم و ... مورد هدف قرار داده می شوند. در برخی موارد نوکلئوزیدهای پورین بعد فسفریله شده به DNA متصل شده و مانع بیان ژن می شوند. از این نوکلئوزیدهای پورین می توان به پن سیکلوپرو و گان سیکلوویرا اشاره کرد که بعد از نشان دار سازی توسط فلور-¹⁸F بصورت 18F-GCV و 18F-PCV با اتصال به ژن HSV1-tk موجب شناسایی و تشخیص سلول های آلوده به ویروس HSV خواهد شد.

از سایر عوامل به کار برده شده می توان به ۵-بدو-۲-فلورو-۲-د اکسی-β-D - آرابینوفورانوزیل یوراسیل که با انواع ید رادیو ایزوتوپ از جمله 124I، 123I و 131I نشان دار شده و برای مطالعه ی بیان ژن HSV1-tk مورد استفاده قرار گرفته، اشاره کرد

تصویربرداری مولکولی تکنیکی را فراهم می آورد تا مولکول های خاصی که در طی یک بیماری بیان می شوند، مورد شناسایی قرار گرفته و توسط روش های مختلف تصویربرداری به اثبات برسند.

استراتژی کنونی در این حیطه، شناسایی یک مولکول هدف در یک ارگان و یا شناسایی مرحله ی بیماری در یک ارگانیسم زنده می باشد. مولکولهای هدف توسط پروب هایی با Affinity بالا مورد شناسایی قرار می گیرند. مولکول های DNA عامل تعداد زیادی از بیماری ها می باشند. بنابراین در تصویربرداری مولکولی، مورد بررسی قرار می گیرند. ژن ها واحدهای کوچکی از DNA هستند که عامل وراثت شناخته می شوند. این واحدها از طریق بیان، که شامل مراحل رونویسی، ترجمه و نهایت ایجاد پروتئین های خاص می باشند، عامل ایجاد تغییرات فیزیولوژیکی و یا پاتولوژیکی خواهند بود. با شناسایی هر یک از عواملی که در این مراحل دخالت دارند، انواع پروتئین ها یا سایر مولکول های دخیل در یک بیماری شناسایی شده و در نتیجه بیماری تشخیص داده خواهد شد.

با توجه به به مطالب بیان شده، تصویربرداری در سه سطح ژن، mRNA (در مرحله رونویسی) و پروتئین های ایفاکننده



نشان دار شده با انواع رادیوایزوتوپ های تشخیصی که قادر به متصل شدن به این پروتئین ها هستند، سنتز شده و مورد استفاده قرار می گیرند. در این میان می توان استفاده از عامل نشان دار شده با کربن-۱۱، ۱۱C-متیل اسپیریون که برای توزیع رسپتور-۲- دوپامین در مغز مورد استفاده قرار می گیرد، اشاره کرد. کربن-۱۱ یک عامل پوزیترون دهنده می باشد. بنابراین تصویربرداری از طریق PET scan، انجام می گیرد. از سایر عوامل بکار برده شده در این زمینه، نشان دارسازی انواع آنتی بادی ها و متعاقبا اتصال آن به آنتی ژن خاص خود مانند انواع رسپتورهای بیان شده در طی یک بیماری می باشد.

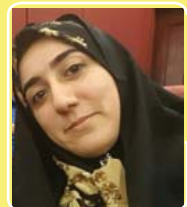
تصویربرداری از mRNA ت آرابینوفورانوزیل یوراسیل که با انواع ید رادیوایزوتوپ از جمله 123I, 124I و 131I وسط زنجیره های کوتاه Antisense Oligonucleotide: برای تصویربرداری در مرحله ی mRNA زنجیره های الیگو د اکسی نوکلئید که در اصطلاح ASON نامیده می شوند، سنتز می گردند. این زنجیره ها مکمل یک بخش از زنجیره ی mRNA هستند و دقیق توالی مشابه DNA را دارند که mRNA از آن رونویسی شده است. این رشته ها می توانند با انواع رادیوایزوتوپ های تشخیصی نشان دار شده و در نهایت با اتصال به هدف (mRNA) مربوطه باعث شناسایی آن و در نتیجه موجب تشخیص بیماری می گردند. برای اولین بار در سال ۱۹۹۴، Dewanjee و همکارانش، ASON مربوطه به آنکوژن c-myc، که در بیماری HIV بیان می شوند، توسط نشان دار سازی با ایندیوم-۱۱۱ مورد شناسایی قرار دادند. در این کار تحقیقاتی مولکول 111In-ASON مربوطه سنتز گردیده و با اتصال به mRNA مربوطه باعث شناسایی سلول های آلوده به HIV شد. در ادامه کارهای مشابهی با به کار بردن رادیوایزوتوپ های 125I و 18F نیز گزارش شده است.

تصویربرداری متداول از پروتئین ها:

در هر بیماری دسته ای خاص از ژن ها بیان می شود که در نهایت به صورت ساختارهای پروتئینی مانند آنزیم ها (فعالیت در سیتوپلاسم) یا رسپتورها ظاهر می شوند که در ادامه موجب ظهور علائم بیماری خواهند شد. بنابراین تصویربرداری از این نوع پروتئین های منحصر به فرد باعث تشخیص زودهنگام بیماری و درمان موثر خواهد بود. در داروسازی هسته ای برای رسیدن به این هدف انواع عوامل

سرطان تیروئید؛ اتیولوژی، نشانه ها و درمان

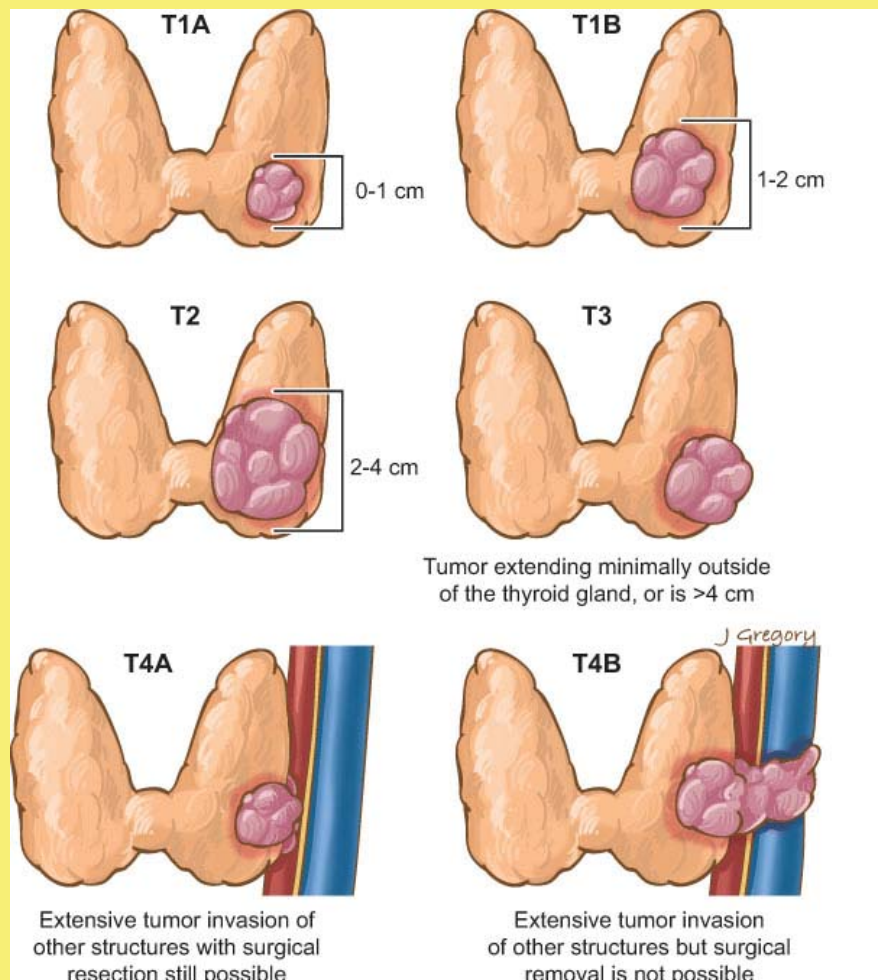
نسرین اسلامی
تکنولوژیست رادیوتراپی



غده تیروئید چیست؟

تیروئید یکی از غدد بدن است. این غده ی پروانه ای شکل در ناحیه ی پایین و جلوی گردن قرار دارد. تیروئید هورمون هایی ترشح میکند که به زبان ساده وکلی، انرژی و سوخت وساز را تنظیم میکنند. مسلماً کاهش یا افزایش غیرطبیعی عملکرد و میزان هورمونهای تیروئید میتواند در بدن علائم و مشکلاتی را ایجاد کند. تیروئید برای تولید هورمون، به ید نیاز دارد. ید با خوردن غذاهای حاوی ید تأمین میگردد مثل نمک ید دار، میگو، ماهی و ...

سرطان تیروئید شایعترین سرطان سیستم غدد درون ریز محسوب می شود که با افزایش سن، شیوع آن بیشتر شده و در زنان ۲ برابر مردان می باشد. در حالیکه مردان کمتر به درمان جواب میدهند. سرطان تیروئید یکی از علل مرگ بیماران مبتلا به سرطان غدد درون ریز میباشد. بیشتر ندول های تیروئید که توسط سونوگرافی مشخص میشوند، ندول های خوش خیم میباشند. ولی برای اطمینان از خوش خیم و بد خیم بودن ندول ها از FNA استفاده میشود.





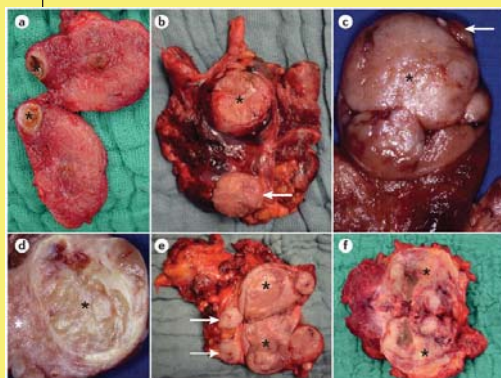
ولی امکان متاستاز در آن بیشتر است. متاستازهای دور معمولاً در ریه ها و استخوان در ۲۰-۲۱ درصد مبتلا به انواع کانسر تیروئید اتفاق می افتد و در ۴۲ درصد افراد بهبودی کامل ۱۰ ساله را بعد از ید درمانی داریم. تاثیر ید درمانی بستگی به توانایی جذب ید در نواحی متاستاتیک داشته ، تجمع زیاد ید در این نواحی معمولاً به صورت یک نتیجه مساعد پیش بینی میشود. حدود ۲-۵ درصد از کانسرهای تمایز یافته تیروئید، توانایی خود در جذب ید را از دست میدهند و به سمت مقاومت در برابر ید درمانی سیر میکنند که این حالت را تمایز زدایی یا dedifferentiated میگویند.

ریسک فاکتورها:

- بیماری های تیروئید: افرادی که به بیماری های غیرسرطانی و خوش خیم

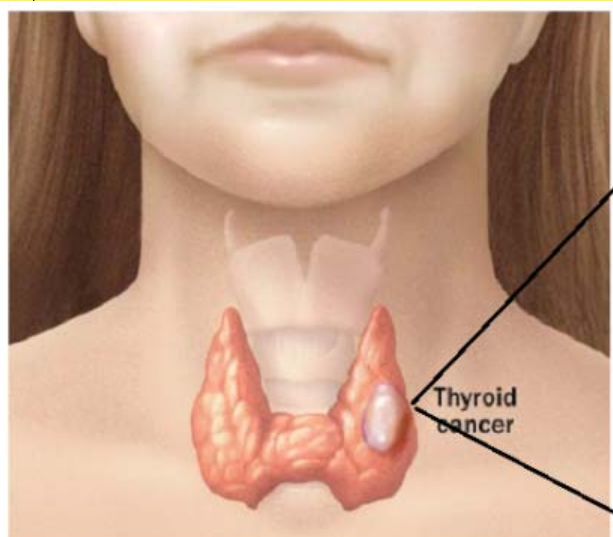
کارسینوم پاپیلاری شایعترین نوع سرطان تیروئید است. که در حال حاضر بیشترین بدخیمی های غدد درون ریز را شامل شده و از سلولهای فولیکولر تیروئید سرچشمه میگیرد. این بیماری (کارسینوم پاپیلاری) معمولاً با عمل جراحی ، ید درمانی ، داروی لوتیروکسین درمان میشود. این سرطان دارای پیش آگهی خوبی است و تا ۹۰ درصد بیماران میزان بقای ۱۰ ساله را دارند. اگرچه حدود ۳۵ درصد بیماران از عود بیماری در طولانی مدت رنج می برند. به طور کلی چهار نوع اصلی سرطان تیروئید وجود دارد :

- پاپیلاری : شایع ترین سرطان تیروئید
- فولیکولر: کمتر شایع است و بیشتر در افراد مسن رخ میدهد. در سرطان پاپیلاری و فولیکولر تیروئید روش درمانی یکی است.
- مدولاری: نادر است و زمینه ی ارثی و خانوادگی دارد. بنابراین اگر کسی به این نوع سرطان تیروئید مبتلا شده باشد، باید اعضای خانواده او به طور منظم تحت بررسی قرار بگیرند تا مطمئن شوند که علائمی از این سرطان در آنها به وجود نیامده است .
- آناپلاستیک: نادر است. بیشتر در افراد مسن رخ میدهد و رشد سریعی دارد. برخلاف انواع دیگر سرطان تیروئید، این نوع ممکن است به سختی درمان شود. دیگر سرطان هایی که میتواند در تیروئید به وجود آید؛ لنفوما و سرطان سلول هرتل است. سرطان سلول هرتل زیر مجموعه ی سرطان فولیکولاری است



Nature Reviews | Disease Primers

Thyroid Cancer



- خشونت صدا یا مشکل در صحبت کردن با صدای عادی
- تورم غدد لنفاوی در گردن
- مشکل در تنفس یا بلع در صورتیکه سرطان نای یا مری را تحت فشار قرار دهد
- درد در گلو یا گردن

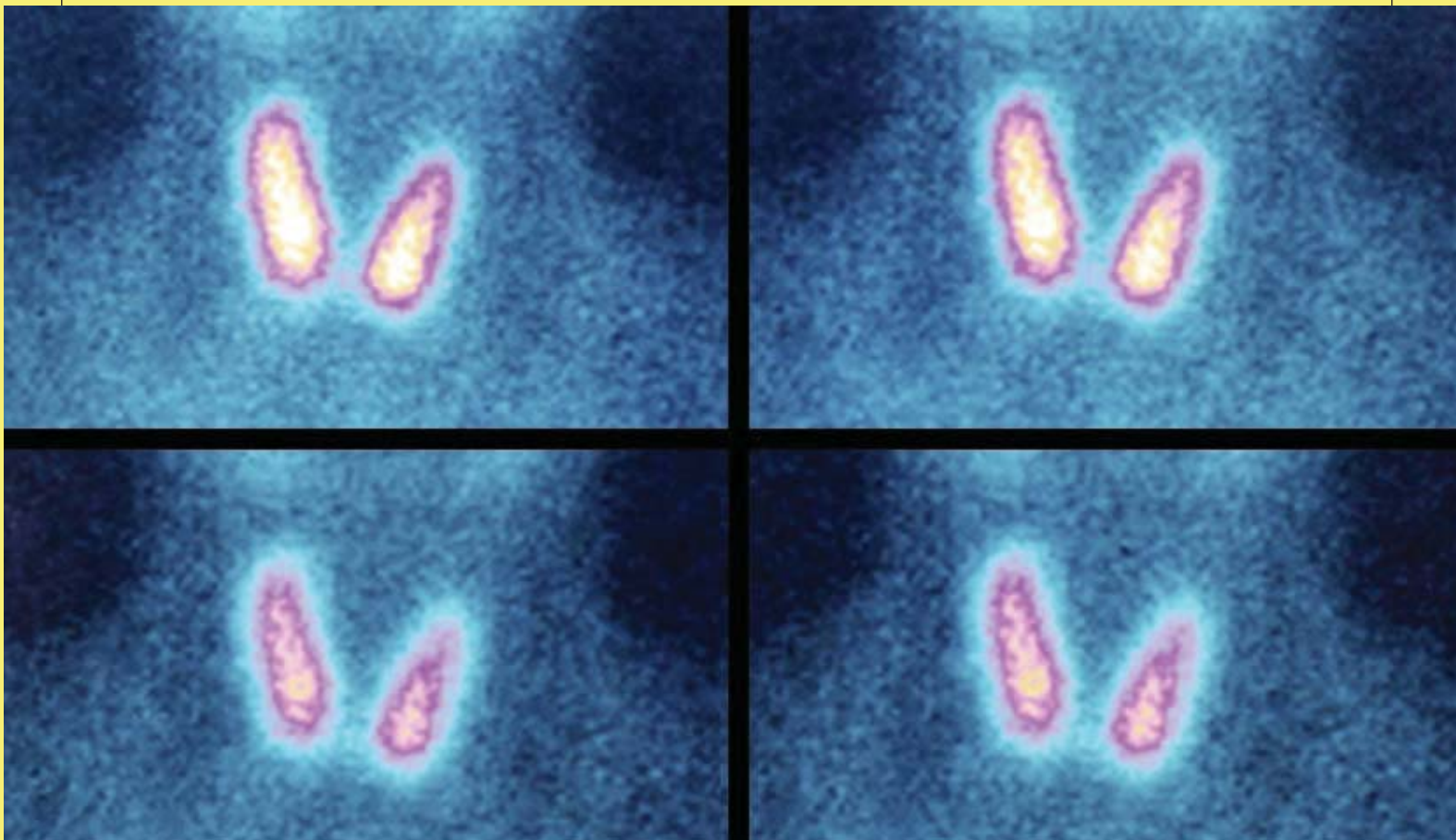
روشهای تشخیص:

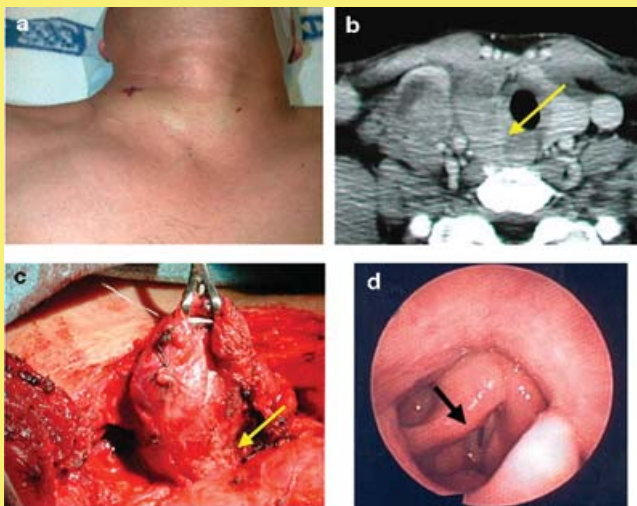
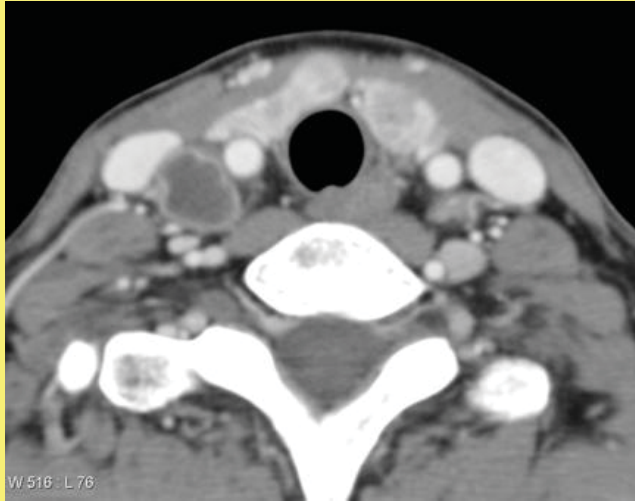
- (۱) سونوگرافی: سنجش اندازه و شکل غده تیروئید، تفاوت میان کیست و ندول جامد را نشان میدهد. کیسه های مایع صاف و گرد و فاقد هرگونه ذرات معلق به احتمال زیاد جزو کیست های ساده هستند. توده های فاقد مایعات و یا حاوی مایعاتی با ذرات معلق به بررسی بیشتری نیاز دارد. در صورت مشاهده ندول جامد بیوپسی انجام میگردد.
- (۲) FNA: روشی است برای برداشتن نمونه ی بافتی از تیروئید و بررسی زیر میکروسکوپ از نظر سرطان، عفونت و ...
- (۳) آزمایش خون
- (۴) اسکن رادیوایزوتوپ: تومورهای بدخیم تیروئید معمولاً به صورت یک ندول سرد در اسکن تیروئید ظاهر می شوند. در این مرحله تصویربرداری رادیونوکلئیدی قابلیت چندانی در ارزیابی

- تیروئید مبتلا هستند، بیشتر احتمال دارد که به سرطان تیروئید مبتلا شوند. برای مثال گواتر (بزرگ شدن تیروئید) ندول تیروئید (آدنوما) یا التهاب تیروئید. توجه داشته باشید که کم کاری تیروئید زمینه ساز سرطان تیروئید نیست.
- سابقه ی پرئودرمانی: سرطان تیروئید در افرادی که در سنین کمتر، پرئودرمانی در سر و گردن داشته اند، شایعتر است.
- سابقه ی وجود سرطان تیروئید در اعضای خانواده: سرطان مدولاری تیروئید میتواند به وسیله ی نقص ژن بوجود آید. تقریباً چهار بیماری که به این سرطان مبتلا میشوند؛ سه نفر ژن غیرطبیعی دارند.
- سطح پایین ید در بدن

علامت سرطان تیروئید چیست؟

معمولاً سرطان تیروئید به تدریج پیشرفت میکند و ابتدا سبب بروز علامتی نمی شود. اولین علامت میتواند وجود یک ندول (برجستگی گره مانند) در گردن باشد که دردناک نیست. بقیه ی علایمیکه ممکن است با رشد تومور رخ دهد شامل موارد زیر است:





مراقبت‌های پس از درمان بیماران مبتلا به سرطان تیروئید

چگونه است؟

معاینه مرتب تیروئید برای تمام بیماران مبتلا به سرطان لازم است زیرا سرطان تیروئید تمایل به بازگشت دارد. گاهی بازگشت سرطان سال‌ها پس از یک درمان موفق اتفاق می‌افتد. ویزیت‌های پس از درمان باید شامل بررسی دقیق تاریخچه بیماری و یک معاینه کامل با دقت ویژه بر روی ناحیه گردن باشد. همچنین باید برای بررسی تغییرات هورمون‌های تیروئیدی، به طور مرتب آزمایش خون انجام شود. علاوه بر آزمایش خون مرتب، پزشک ممکن است گهگاه اسکن ید از کل بدن را درخواست کند تا ببیند آیا سلول تیروئیدی باقیمانده است. این آزمایش ممکن است پس از اینکه میزان هورمون محرک تیروئید در خون افزایش یافته باشد، درخواست شود.

متاستازهای توموری ندارد. ولی بعد از جراحی و یا بعد از تجویز یک دوز انهدامی ید ۱۳۱ که سبب از بین رفتن بافت طبیعی تیروئید می‌شود، متاستازها متعاقب چند هفته قطع دارو و در نتیجه ترکیب در اثر افزایش میزان TSH، جذب ید رادیواکتیو داشته و در اسکن ظاهر خواهد شد.

(۵) پاسخ به درمان توسط تصویربرداری های بعدی با ید-

۱۳۱ ارزیابی می‌شود.

(۶) در برخی موارد MRI—CTScan

روشهای درمانی:

(۱) جراحی: شایعترین درمان برای سرطان تیروئید است. جراح ممکن است همه یا بخشی از تیروئید را بردارد. نوع جراحی به نوع و مرحله سرطان، اندازه ندول، سن بیمار بستگی دارد. جراحی به صورت تیروئیدکتومی (کل غده) یا لوبکتومی (بخشی از غده) انجام گیرد.

(۲) ید رادیواکتیو:

برای انهدام بافت تیروئید محدوده وسیعی از دوزهای رادیودارو وجود دارد. تجویز یک دوز ۱۰۰ تا ۱۵۰ میلی کوری منجر به انهدام موفق در تمامی موارد خواهد بود.

درمان به صورت خوراکی انجام میگیرد، روده ید-۱۳۱ را جذب کرده و ید وارد سیستم گردش خون شده و در سلول های تیروئید تجمع می یابد و اشعه ساطع شده از ید باعث انهدام بافت تیروئیدی باقی مانده می شود.

(۳) رادیوتراپی و شیمی درمانی

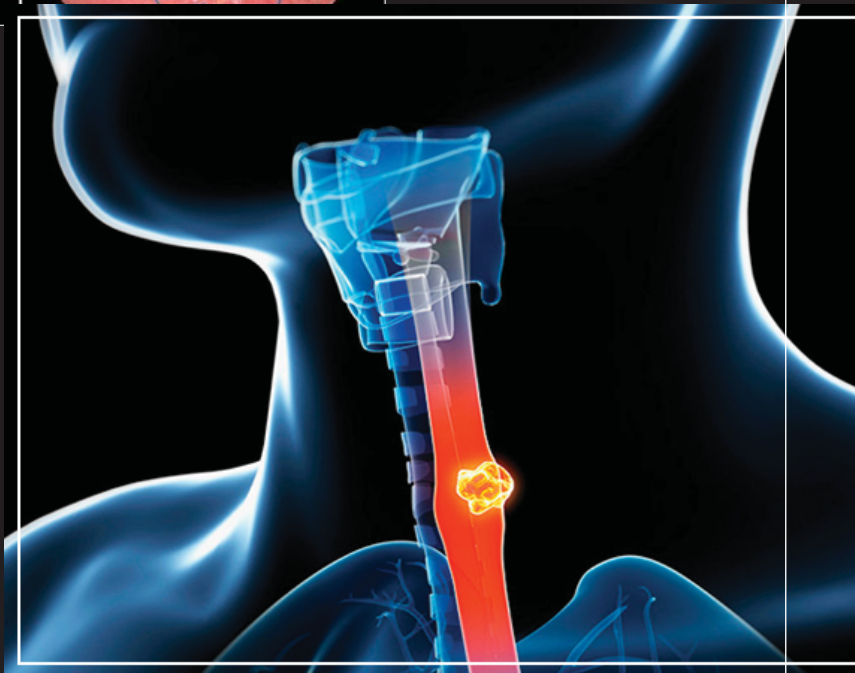
رادیوتراپی خارجی، روشی درمانی است برای هر نوع از سرطان تیروئید، که نتوان آن را با جراحی یا با ید-۱۳۱ درمان کرد. از این روش جهت درمان سرطانی که پس از درمان بازگشته، یا درمان درد استخوان ناشی از سرطانی که به دیگر بخش های بدن سرایت کرده، نیز استفاده می‌شود.

در رادیوتراپی از پرتوهای پرنرژی برای از بین بردن سلول های سرطانی استفاده می‌شود که اشعه را به گردن یا دیگر بافت‌هایی که سرطان به آنها نفوذ کرده می‌تابانند.

بیشتر بیماران جهت درمان، معمولاً به مدت چند هفته و هفته‌ای ۵ روز تحت درمان قرار میگیرند. عوارض جانبی این درمان عمدتاً به میزان تابش و آن بخشی از بدن که تحت درمان قرار دارد، بستگی دارد. تابش اشعه در ناحیه گردن می‌تواند موجب خشکی و درد دهان و گلو، گرفتگی صدا یا مشکلات در بلع شود. ممکن است پوست نیز در ناحیه تحت درمان قرمز، خشک و حساس شود.

عوارض جانبی این روش معمولاً پس از به پایان رسیدن درمان از بین می‌روند.

سرطان مری: اپیدمیولوژی، شناخت بیماری، مراحل بیماری



مترجمین:

سید فرزین مبین ؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی
مرتضی نجفی وند؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی

سرطان مری، یک بحث تحقیقاتی بالقوه می باشد که نتایج آن می تواند منجر به تشخیص سریعتر و ارزیابی پاسخ تومور به روند درمان می باشد.

مقدمه: با توجه به میزان مرگ و میر و پیش آگهی، سرطان مری یک سرطان مهم و جدی تلقی می شود. در سال ۲۰۰۵ میلادی بیش از ۴۰۰۰۰۰ نفر جان خود را در اثر بیماری از دست دادند. کارسینومای مری، هشتمین سرطان شایع و ششمین سرطان شایع منجر به مرگ در کشور های در حال توسعه می باشد. در سال ۲۰۰۵ بیش از ۴۹۰۰۰۰ مورد سرطان مری گزارش شد.

در حالی که تصور میشود بروز انواع سرطان های دیگر در ۱۰ سال آینده کاهش یابد، انتظار می رود میزان شیوع سرطان مری ۱۴۰ درصد افزایش یابد. با توجه به گزارشات موسسه NCI، در سال ۲۰۱۳ در ایالات متحده حدود ۱۷۹۹۰ مورد فرد مبتلا و ۱۵۲۱۰ مورد منجر به مرگ گزارش خواهد شد.

علی رغم همه پیشرفت ها در تشخیص و درمان، نرخ بقا برای همه بیماران با تشخیص سرطان مری ۵ سال می باشد.

خلاصه: سرطان مری با توجه به میزان مرگ و میر و پیش آگهی آن یک بیماری بدخیم جدی بحساب می آید. این نگرانی زمانی افزایش می یابد که انتظار می رود در ۱۰ سال آینده میزان بروز آن افزایش یابد. از نظر بافت شناسی، رایج ترین نوع سرطان مری کارسینومای سلول های اسکوآموس (سنگ فرشی) میباشد. در ۴۰ سال گذشته با افزایش شیوع رفلاکس معده ای و چاقی در کشور های توسعه یافته، میزان بروز آدنو کارسینومای مری به طرز چشم گیری افزایش یافته است. سرطان مری بر اساس سیستم TNM مرحله بندی می شود. مرحله بندی نقش مهمی در تصمیم گیری پزشک درمان کننده و همچنین اجرای پروتکل های درمانی داشته و در نهایت می تواند تاثیر چشم گیری بر احتمال نجات یافتن بیمار داشته باشد.

روش های رایج برای درجه بندی بیماری می باشد. شیوه های درمان رایج عبارت اند از جراحی، رادیوتراپی و شیمی درمانی که ممکن است هریک به تنهایی یا همراه با یکدیگر و به صورت مکمل صورت گیرد. نشانگر های توموری (Marks Tumor)

در ۴۰ سال گذشته اپیدمی سرطان مری در کشور های توسعه یافته به طور چشم گیری تغییر یافته است. در ۴۰ سال پیش در آمریکا کارسینومای سلول های سنگ فرشی (SCC) بیش از ۹۰ درصد سرطان های مری را شامل می شد. امروزه آدنوکارسینوما ۸۰ درصد موارد سرطان های مری را باعث می شود. در سال ۱۹۷۵ چهار نفر، از هر یک میلیون نفر و در سال ۲۰۰۱، ۲۳ نفر از هر یک میلیون نفر به آدنوکارسینومای مری مبتلا شدند که آنرا تبدیل به بیشترین میزان رشد سرطان در ایالات متحده کرده است.

اپیدمیولوژی: در سطح جهانی کارسینومای سلول های سنگ فرشی شایع ترین نوع سرطان مری از لحاظ بافت شناسی می باشد. در حالی که در کشور های توسعه یافته آدنوکارسینومای مری غالب است. بروز سرطان مری و انواع آن بسیار گوناگون و متغیر است و بستگی به شرایط جغرافیایی دارد. میزان بروز SCC مری در منطقه ای که به نام کمربند سرطانی مری نامیده میشود و از شمال شرق چین تا خاور میانه کشیده می شود، ۱۰۰ مورد در هر ۱۰۰۰۰۰ مورد گزارش شده است. در ایالات متحده موسسه ملی سرطان تخمین میزند در سال ۱۹۷۵ تا ۲۰۰۴ میزان بروز EAC در میان مردان سفید پوست آمریکایی ۴۶۰ درصد افزایش یافته و در همان بازه زمانی، میزان بروز در میان زنان سفید پوست آمریکایی ۳۳۵ درصد افزایش یافته است.

پاتوژنز: دو نوع متداول و شایع سرطان مری SCC (کارسینوم سلول سنگفرشی) و EAC (آدنوکارسینوم های مری) می باشد. کمتر از یک تا دو درصد از سرطان های مری را سایر سرطان ها تشکیل می دهند که از جمله لنفوم، کارسینوئید و ملانوم ممکن است در مری بروز کند.

پاتوژنز SCC: در سطح جهانی کارسینومای سلول های سنگ فرشی شایع ترین نوع سرطان مری است. با افزایش سن، احتمال بروز افزایش پیدا می کند و در دهه هفتم به اوج می رسد. SCC معمولاً در وسط و انتهای مری بروز میکند و شیوع آن در سیاه پوستان در مقایسه با سفید پوستان سه برابر است. عوامل اصلی و فاکتور های مهم عبارت اند از: مصرف الکل و مصرف توتون و تنباکو. بیشتر مطالعات نشان میدهد که الکل عامل اصلی است ولی مصرف سیگار همزمان با مصرف الکل خطر نسبی را افزایش میدهد. خطر نسبی در مردانی که مصرف الکل و تنباکوی زیادی دارند در مقایسه با مردان غیر سیگاری و غیر الکلی، ۳۵،۴ در مردان سفیدپوست و ۱۴۹،۲ در مردان سیاه پوست میباشد. مکانیزم اثر توتون و الکل در افزایش خطر ابتلا به سرطان مری به طور گسترده مطالعه شده است. الکل با کاهش متابولیسم داخل سلولی می تواند به DNA سلولی آسیب برساند. بنابراین عملکرد سم زدایی کاهش و اکسیداسیون افزایش می یابد. الکل یک حلال (از نظر شیمیایی) می باشد.

به ویژه ترکیباتی که در چربی حل می شوند. بنابراین مواد سرطان زای خطرناک درون تنباکو می تواند راحت تر به سلول های اپی تلیال (پوششی) مری نفوذ کند. برخی از کارسینوژن های تنباکو عبارت اند از: آمین های آروماتیک، نیتروستامین ها، هیدرو کربن های آروماتیک حلقه ای، آلدئید ها و فنول ها. دیگر کارسینوژن ها مانند نیتروسازمین هایی که در سبزیجات شور و ماهی های نگه داری شده یافت می شود نیز در ابتلا به SCC دخیل اند. بیماری زمانی ظاهر میشود که سلول های اسکواموس اپی تلیوم ملتهب شده و سلول ها دیسپلاتیک و بدخیم می شوند.

پاتوژنز آدنوکارسینوما مری (EAC): آدنوکارسینومای مری در ۷۵ درصد موارد در انتهای مری بروز پیدا می کند و یک رابطه واضح با رفلاکس معده (GERD) دارد. رفلاکس معده ای که تحت درمان قرار نگیرد، میتواند به سمت بارت مری (متاپلازی مری) پیشرفت بکند. در این صورت سلول های اپی تلیال فضایی که به طور معمول سطح مری را پوشش می دهند، با سلول های اپی تلیال ستونی مانند جایگزین می شوند. (تغییر بافت مری)

ریفلاکس مزمن اسید معده و صفرا در محل اتصال مری و معده و در نتیجه آسیب های ثانوی مخاط مری در بیماری زایی متاپلازی بارت دخالت دارند. ماهیت دقیق متاپلازی هنوز مشخص نشده است. تشخیص بارت مری با بیوپسی (نمونه برداری) مخاط و آندوسکوپی تایید می شود. طبق الزامات U.S. gastroenterology societies، نمونه بیوپسی باید حاوی متاپلازی اپی تلیال به همراه با سلول های goblet باشد تا تشخیص قطعی صورت گیرد. میزان شیوع مری بارت همراه با سن، افزایش می یابد و در کودکان نادر می باشد. این بیماری در مردان نسبت به زنان و در سفیدپوستان نسبت به جمعیت آفریقای جنوبی و آسیایی و آمریکا شایع تر است.

برخی مطالعات نشان داده اند که خطر ابتلا به آدنوکارسینومای مری ممکن است تحت تاثیر اندازه و میزان ناحیه متاپلاستیک مری باشد. هر چه بخش بزرگ و طولانی تری از مری تحت تاثیر باشد، به همان اندازه میزان خطر ابتلا به آدنوکارسینوما بالاتر است. با این حال با توجه به این که متاپلازی های کوتاه و کوچک، در عموم جمعیت ها شایع است، بسیاری از موارد آدنوکارسینوماها، در این گونه بیماران رخ می دهد. کمتر از ۵ درصد بیماران با تشخیص آدنوکارسینومای مری، تشخیص قبلی BE (مری بارت) داشتند. خطر ابتلا به سرطان مری در بیماران مبتلا به BE، ۵۰ تا ۱۰۰ برابر بیشتر است. با این حال اکثریت بیماران مبتلا به BE، به EAC مبتلا نمی شوند. (خطر سالانه در بیماران مبتلا به BE ۱۲،۰٪ گزارش شده است).

غربالگری بارت مری توسط آندوسکوپی سخت و چالش برانگیز می باشد. در حال حاضر به علت فقدان و نبود اسنادی که

مستقیم، گسترش لنفاوی و متاستاز هماتوژن گسترش می یابد. عدم وجود سرور در دیواره مری نقش اصلی را در گسترش موضعی سرطان مری دارد. بدون هیچ گونه مانع و محدودیت اناتومیکی تومور اولیه قادر است به ساختارهای مجاور گردن و توراکس شامل غده تیروئید، نای، حنجره، ریه، اثورت و دیافراگم گسترش یابد.

مرحله بندی سرطان مری

مرحله بندی سرطان مری با استفاده از سیستم TNM که توسط کمیته بین المللی سرطان مشترک آمریکا (AJCC) ارائه شده و به صورت گسترده مورد قبول است، انجام میشود. مرحله بندی قبل درمان سرطان مری مستقیماً گزینه های درمانی در دسترس بیمار را تحت تأثیر قرار میدهد و به همین دلیل تعیین مرحله دقیق بیماری بسیار ضروری است.

مرحله T سرطان مری، به تشخیص عمق تهاجم تومور اولیه می پردازد. یکی از مهم ترین وظایف مرحله T، تشخیص گسترش موضعی تومور اولیه به ارگان های مدیاستینال مجاور است که به این طریق بیماران قابل جراحی تعیین می شوند. این فاز از مرحله بندی، برای تصمیم گیری به عمل جراحی و بر اساس پروتکل مختص هر مرحله ضروری است. مثلاً برای تومورهای T3 و T4، انکولوژیست ها معمولاً شیمی درمانی یا شیمی درمانی توأم با رادیوتراپی را برای کمک به برداشتن تومور

نشان دهنده مرگ و میر EAC باشند، هیچ پروتکلی به منظور غربالگری EAC مشخص نشده است.

تعداد زیادی از بیماران مبتلا به مری بارت، علائم رفلاکس معده ای را نداشته اند. بنابراین پیش بینی اینکه کدام بیماران به بارت مری مبتلا خواهند شد، از طریق اندوسکوپی سخت و چالش برانگیز است. علی رغم عدم وجود اطلاعات قطعی، بیشتر انجمن های گوارش معتقدند «اندوسکوپی» روش معقول و مطلوب برای تشخیص بیماران مبتلا به بارت مری می باشند. هدف اصلی، تشخیص دیسپلازی است قبل از اینکه به سمت بدخیمی پیشرفت کند. در روش های اندوسکوپی کنونی در هر ۲ سانتی متر یک نمونه برای ارزیابی بافت شناسی آن برداشته می شود. در بیماران بدون دیسپلازی، اندوسکوپی هر دو الی سه سال، توصیه میشود.

در بیماران با دیسپلازی با شدت کم، در سال اول هر ۶ ماه یک بار توصیه می شود. اگر دیسپلازی پیشرفت نکرد، میتوان اندوسکوپی کنترل را به یک بار در سال محدود کرد. در بیماران با دیسپلازی شدید، دو روش پیشنهادی وجود دارد.

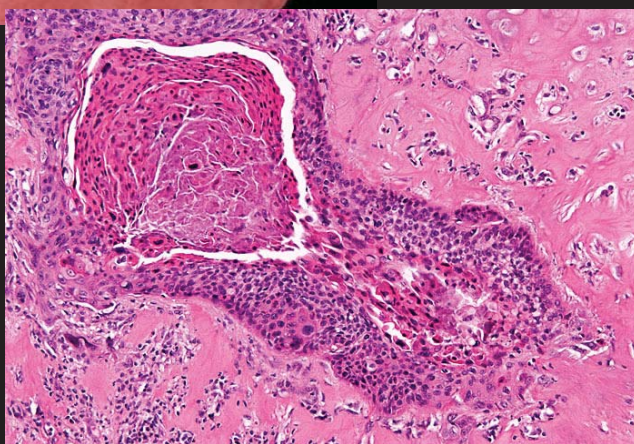
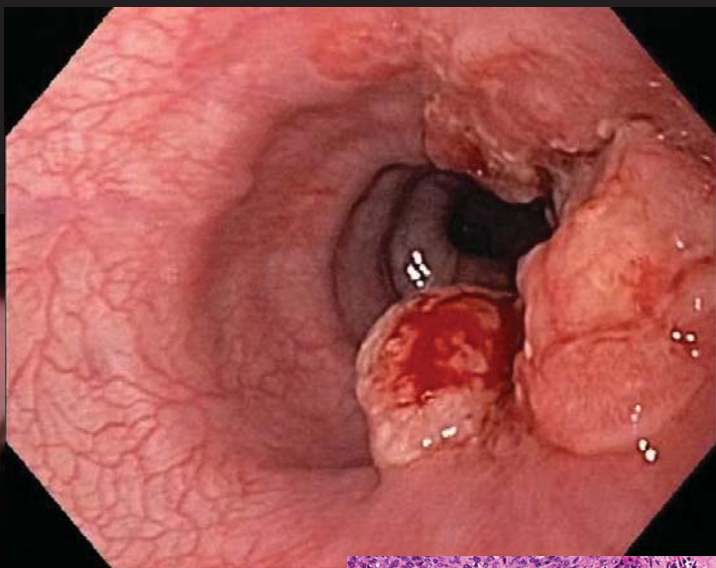
گزینه این است که اندوسکوپی کنترلی هر سه ماه یک بار انجام شود تا زمانی که سرطان اینترمولوکولار تشخیص داده شود.

روش جایگزین برای بیمار با دیسپلازی شدید عبارت است از عمل جراحی اندوسکوپییک ناحیه مخاطی با توجه به متفاوت بودن طبیعت HGD، با این حال در بیشتر از ۳۰٪ بیماران مبتلا به HGD، در طی ۵ سال به EAC پیشرفت میکند.

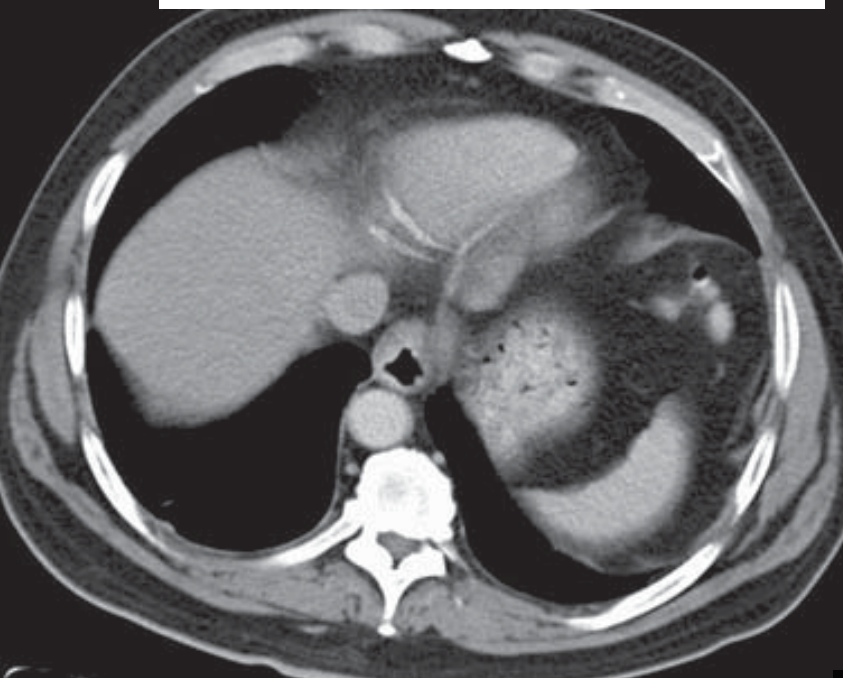
بنابراین با توجه به این قضیه و خطر بالای سرطان، بیشتر بیماران مبتلا به HDG، به عنوان بیماری که در حال حاضر سرطان دارد در نظر گرفته می شود. یکی دیگر از عوامل و فاکتورهای ابتلا به EAC، چاقی است. به ویژه افرادی که چربی آنها در اطراف شکم توزیع شده است، Hypertrophied adipocytes و Cells Inflammatory باعث ایجاد محیطی با شرایط التهابی کم و قابل پیشرفت برای تومور (از طریق ادیپوکسین ها و میتوکین ها) فراهم میکند.

راه های گسترش سرطان مری

پیش آگهی در سرطان مری بیشتر وابسته به محل درگیری تومور می باشد و هم چنین به ساختار و فاصله اندام هایی که درون بدن گسترش پیدا کرده است مرتبط می باشد. سرطان مری ذاتاً مهاجم بوده و از راه های مختلف از جمله گسترش



را تشخیص دهد در حالیکه این رقم برای CT فقط ۵۹-۴۹٪ بود. این اختلاف برای تعیین پروتکل بخصوص و همچنین پیش بینی کلی بیماری بسیار مهم است. در مطالعه EUS. Rösch توانست مرحله ۸۴٪ سرطان های مری را درست تشخیص بدهد. هم چنین دقت آن با افزایش مرحله T، افزایش یافت. دقت EUS برای T۱ حدود ۸۲-۷۵٪ و برای T۴ این اعداد بین ۱۰۰-۸۸٪ بود. EUS برای تشخیص کانسر مری با توجه به دسترس بودن آن برای بیمار و همچنین در مورد بررسی پاسخ به درمان رادیوتراپی زمانیکه ابعاد تومور به عنوان متغیر اولیه در حال بررسی است، کمک کننده است. ولی باز هم EUS برای مرحله



توسط جراحی به بیمار تجویز می کنند. در مقابل برای تومورها T۱ و T۲ مستقیماً با جراحی اولیه درمان می شود. با توجه به اهمیت مرحله T در تشخیص و پروسه درمان، مدالیت های فراوانی برای تعیین دقیق مرحله T موجود است. این مدالیت ها شامل SCAN CT، سونوگرافی اندوسکوپی (EUS) و FDG-Scan PET می باشند.

مرحله T سرطان مری

در ارزیابی مری با Scan CT، نقطه اساسی میزان ضخامت دیواره مری است. دیواره ضخیم تر از ۵ میلی متر که قطور تر از حالت طبیعی است (۳ میلی متر)، میتواند نشانه ای از وجود تومور باشد. با وجود اینکه تقارن هندسی مری یک روش قدیمی و غیر قابل اعتماد است، ولی در بررسی با CT باید مدنظر قرار گیرد. CT در مقایسه با سایر مدالیت ها مثل EUS دارای دقت کمتری است. هم چنین CT توانایی تشخیص مرحله T تومور اولیه را ندارد (عمق و T۱ یا T۲ یا T۳ بودن توموری را تشخیص نمیدهد). این اطلاعات برای شروع درمان با پروتکل مخصوص بسیار ضروری است. لایه چربی بین بافت اطراف و تومور اولیه در مرحله T۴ میتواند در CT تشخیص داده شود. حساسیت CT و دقت آن در تشخیص گسترش به ارگان های مدیاستینال مجاور ۸۵ الی ۱۰۰٪ است. لازم به ذکر است که محوشدن صفحه چربی بین بافت اطراف و تومور همیشه در بیماران مرحله T۴ رخ نمیدهد و ممکن است در بیمارانی با سابقه رادیوتراپی و یا سوء هاضمه نیز دیده شود.

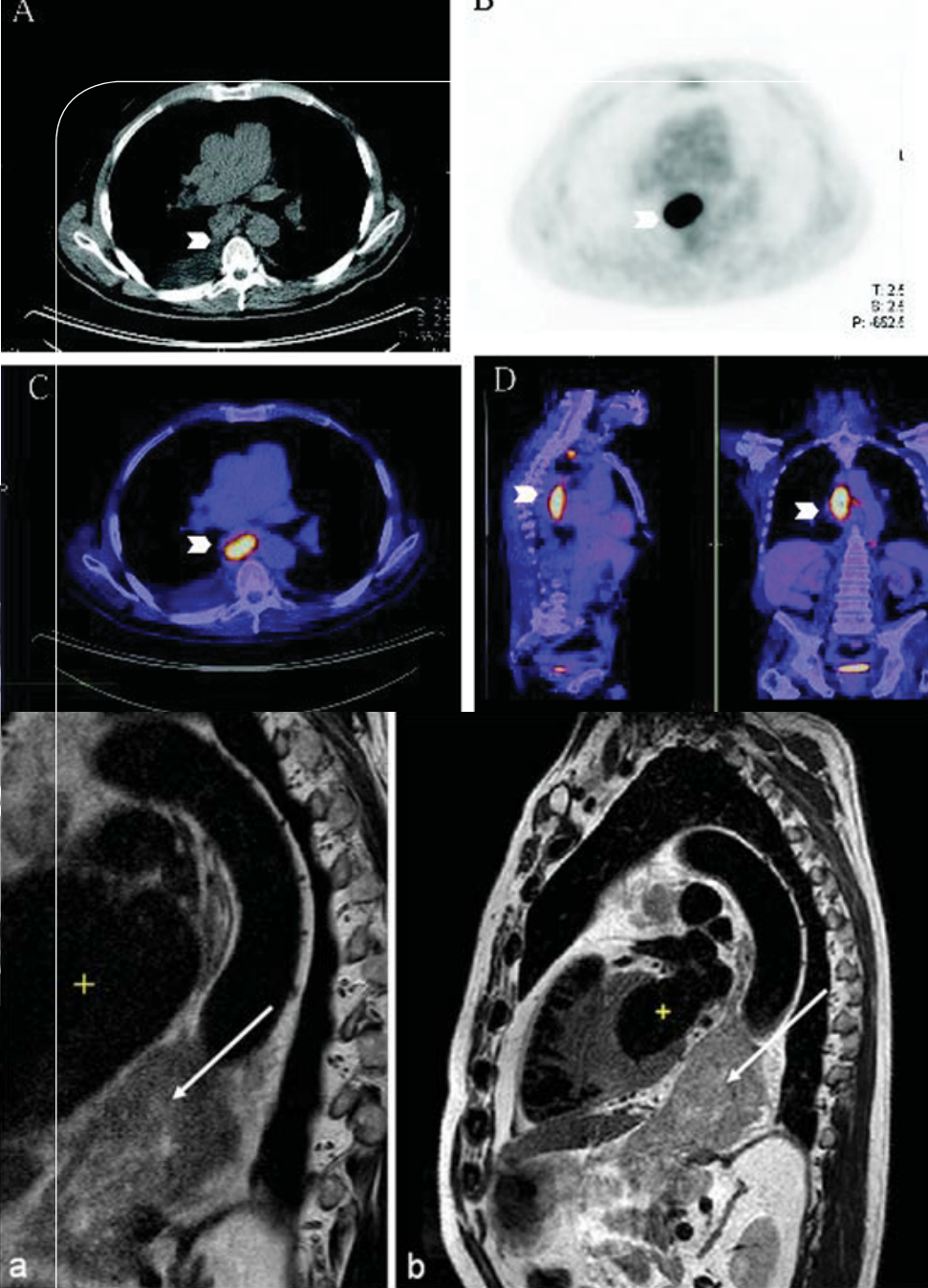
در حال حاضر EUS قابل اعتماد ترین روش برای تشخیص مرحله T است. در مقایسه با CT، EUS بسیار دقیق تر در تشخیص T۱ یا T۲ یا T۳ است. در مقایسه این دومدالیت تصویر برداری، EUS توانست ۸۹-۷۶٪ تومورهای غیر فعال T

بندی قابل اعتماد نیست. به طوریکه هم محدودیت های ذاتی US موجود است و در همه حال نتیجه به انجام دهنده وابسته است. هم چنین در مورد سرطان مری که دیواره مری به دلیل محدودیت یا تنگی لومن باریک شده است، ممکن است وارد کردن اندوسکوپ برای دیدن کل تومور ممکن نباشد.

مرحله N سرطان مری

در سرطان مری، مرحله N برای تعیین درگیری گره های لنفی (N۱) اطراف مری و یا عدم درگیری (N۰) آنها استفاده میشود. حساسیت و دقت Scan CT برای تشخیص گره های لنفی بستگی به سایز آنها دارد. بیشتر مطالعات گره های بزرگتر از ۱ سانتی متر را بزرگ شده می نامند. حساسیت ۶۰-۳۰٪ و دقت ۸۰-۶۰٪ محاسبه شده است. بزرگترین محدودیت Scan CT در توانایی نشان دادن درگیری گره های لنفی، در این است که احتمال دارد ۱ گره لنفی معمولی، دارای اجزا متاستاتیک باشد





و هم چنین ممکن است هر گره لنفی بزرگ شده نشان متاستاز نبوده و میتواند ناشی از التهاب و یا تومور خوش خیم باشد. دقت تشخیص مرحله N برای CT ۴۶-۵۸٪ محاسبه شده است.

مطالعات نشان داده است که EUS دقت بالاتری (۸۰-۷۲٪) در تشخیص درگیری گره ها دارد. دقت EUS با استفاده از سوزن نازک تحت هدایت FNA برای تشخیص متاستاز های گره های لنفی بهبود یافته است.

PET - FDG نیز برای تشخیص درگیری گره های لنفاوی استفاده میشود. ارزیابی محدوده یا منطقه ی گره های لنفاوی در جذب FDG با توجه به جذب سریع FDG توسط خود تومور اولیه بسیار سخت خواهد بود ولی PET - FDG برای تشخیص متاستاز های دوردست مثل شکم و گره های لنفاوی گردن کاربردی تر است. در گره های دور، حساسیت ۹۰٪ گزارش شده است.

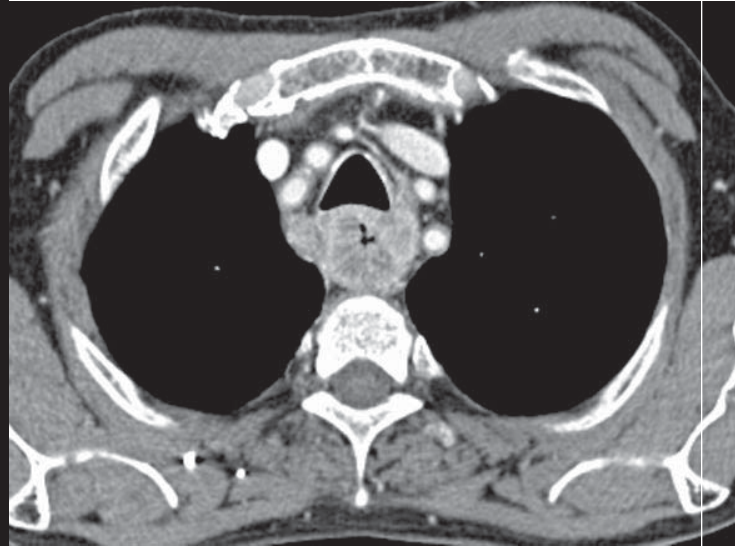
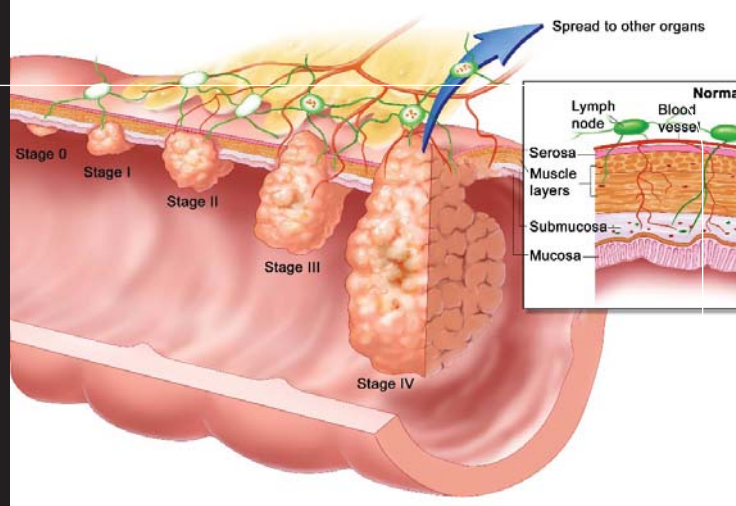
مرحله M سرطان مری

سرطان مری به تهاجم و خشونت مشهور است. به طوریکه ۳۰-۲۰٪ بیماران با سرطان مری متاستاز های دوردست خواهند داشت. حضور یا عدم حضور متاستاز در تعیین نحوه درمان مؤثر خواهد بود. مناطق شایع متاستاز دوردست شامل استخوان، کبد و شش ها هستند. سیستم تقسیم بندی چهارگانه متاستاز AJCC، متاستاز های دوردست میتوانند به زیرگروه های M1a و M1b تقسیم شوند. که هر کدام در تعیین گزینه های درمانی مؤثر هستند. متاستاز های M1a معمولاً گره های لنفی شکمی و گردنی را درگیر میکنند. این تقسیم بندی در مقایسه با M1b نتایج بهتری ارائه کرده است. بیماران M1a معمولاً متاستاز های مناطق دور را شامل می شود. در این بیماران که بدترین پیش آگهی را دارند جراحی تجویز نمی شوند. Scan CT معمول ترین روش برای تشخیص متاستاز های دور است. و

معمولاً سی تی اسکن با کنتراست برای این مورد درخواست می شود. حساسیت سی تی با کنتراست برای توده های بالای ۱ سانتی متر بالای ۹۰٪ محاسبه شده است. مهم ترین نقش PET - FDG در سرطان مری، تشخیص متاستاز های دور است که در مقایسه با CT نیز دارای دقت بیشتری است. یک مطالعه نشان داده است که PET قادر بود در ۱۵٪ مواردی که CT متاستاز های دور را نتوانسته است تشخیص بدهد و فقط سرطان ساده مری تشخیص داده است را میتواند نمایش دهد. مرحله بندی دقیق M برای تعیین مسیر درمان بسیار مؤثر است. (همانطور که گفته شد، برای M1b ها معمولاً جراحی انجام نمیگیرد)

فاکتورهای تشخیصی

در قدیم از تعداد پلاکت ها برای تشخیص سرطان استفاده می شود زیرا یکی از اجزای اساسی فرایند التهاب می باشند. رابطه تعداد پلاکت ها با تشخیص سرطان عکس می باشد، یعنی هر چه تعداد پلاکت بالا باشد، احتمال سرطان کمتر است. هم اکنون این روش کاملاً منسوخ شده است. در یک مطالعه در ESCC، بیماران با تومور های بزرگ دارای پلاکت بیشتری بودند. این مطالعه مشخص کرد که بیمارانی که تعداد پلاکت کمتر از نرمال دارند دارای شانس بهتر زنده ماندن بوده نسبت به بیمارانی با پلاکت بیشتر از ۲۵۰۰۰ دارند، به ویژه زمانی که گره های لنفاوی نیز درگیر شده باشد. در مطالعه ESCC طول تومور که به عنوان فاکتور تشخیصی پیشنهاد شده بود، هم



گری است. در حالیکه مطالعه ای دیگر، رادیوتراپی محدود و لوکالیزه را برای درمان سرطان مری کافی میدانند. مطالعه آنها سمیت کمتر و عدم تغییر در بقای ۵ ساله بیماران را نشان داد. در آمریکا مقاله ای دیگر در خصوص کنترل سرطان نشان داد، رادیوتراپی همراه با شیمی درمانی و سپس انجام برداشتن کامل مری، نتیجه بهتری را در بقا نسبت به بیمارانی که فقط جراحی میشوند، خواهند داشت. این مطلب توسط یک مطالعه متاآنالیز دیگر نیز نشان داده شده است.

یک مطالعه ی ژاپنی مشخص کرد بیماران زیر ۶۰ سال با هموگلوبین بالای $13g/dL$ که قبل جراحی شیمی درمانی شده بودند در مقایسه با بیمارانی که شیمی درمانی نشده اند، نسبت بقای بیشتری داشته اند. آلبومین بیشتر از $3.5g/dL$ نیز در بقا بیشتر نقش داشته است. مطالعه ای دیگر اذعان می دارد که بیمارانی که تمایل به جراحی ندارند نیز میتوانند توسط شیمی درمانی تنها (با توجه به بقای ۲ ساله افراد ۵۵-۴۰ ساله)، درمان شوند. یک مطالعه دیگر در ژاپن نشان داد که بیمارانی که ۳ بار تحت جراحی حذف مری قرار گرفته اند و متاستاز گره های لنفاوی گردن و مدیاستن و مرحله بیماری III و یا IV داشته، دارای بقای بهتری نسبت به بیمارانی که یکی از فاکتور های ناخوشایند تشخیص را داشته اند، بوده اند.

نتیجه گیری:

سرطان مری یک سرطان بدخیم با مرگ و میر و شیوع بالا همراه است و یکی از دغدغه های سلامت بشر امروزه بحساب می آید. که متأسفانه در حال افزایش می باشد و انتظار میرود در ۱۰ سال آینده فراگیر شود. SCC رایج ترین نوع سرطان مری است که در کشورهای در حال توسعه شایع تر است. با افزایش GERD و چاقی در کشور های توسعه یافته شیوع EAC در ۴۰ سال گذشته به طور قابل توجهی افزایش یافته است. مراحل بیماری، توسط سیستم مقبول TNM مشخص میشود. این سیستم نقش مهمی در هدایت پروسه درمان و بر اساس پروتکل های مختص هر مرحله از بیماری کانسر مری و همچنین در بقای بیماران، نقشی ایفا میکند. تصویر برداری های رایج در این بیماری CT، EUS و PET میباشد. درمان این بیماری هم اکنون درمان چند مدالیته ای است که شامل جراحی، رادیوتراپی و شیمی درمانی میشود. مارکر های توموری، یک موضوع در حال تحقیق و پیشرفت می باشد که میتواند به تشخیص زود هنگام و افزایش واکنش تومور نسبت به درمان نقش داشته باشد.

اکنون رد شده است. با این حال، محققان طول تومور های مری افراد مسن جامعه (بالای ۷۰ سال) را مورد بررسی قرار دادند و در یافتند طول تومور کمتر از ۴ سانتی متر در مقایسه با طول بیشتر از ۴ سانتی متر شانس بیشتری برای زنده ماندن دارند، به ویژه در بیماران مرحله ی ۴-T۳ و بیمارانی که غدد لنفاوی را درگیر نکرده اند.

سرطان یک وضعیت با انعقادپذیری بالا ایجاد می کند که از این محیط، شرایط برای تولید هر چه بیشتر پیش ساز های منعقد کننده های خون فراهم می شود. دیمر های D آخرین محصول فیبرین و فیبرینولیزیس است و گزارش شده است که با تشخیص و مرحله تومور و درگیری گره های لنفاوی و همچنین آمار زنده ماندن در ارتباط است. یک مطالعه دیمر D پلاسمای خون بیماران را قبل و بعد از عمل و هم چنین افراد سالم را مطالعه کرده است نتایج حاکی از آن است که میزان بالای دیمر D نشانگر مرحله ی بالای تومور بوده و جراحی باعث ایجاد حالت فرا انعقاد پذیری شده و در نتیجه باعث کوتاه شدن زمان زنده ماندن بیماران شده است.

درمان دارویی و رادیویی

رادیوتراپی و شیمی درمانی دو روش مهم در مبارزه با سرطان هستند که میتوانند همراه با هم و یا بدون همراهی هم تجویز شوند. بیمار برای T۳ و یا N۱ شیمی درمانی همراه با رادیوتراپی دریافت می کند. دوز تابشی رادیوتراپی پیشنهادی ۴۱,۴-۵۰,۴

رادیوتراپی سرطان مری

مترجم: پریا آذرینیا؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی



مرور کلی:

رادیوتراپی می تواند یک قسمت جدایی ناپذیر از درمان سرطان مری باشد. ولی با توجه به ماهیت تمامی سرطان ها و از جمله سرطان مری، برای درمان بهینه آن نیازمند همکاری رشته های مختلفی که درگیر در امر درمان سرطان (درمان تیمی که متشکل از متخصص رادیوتراپی انکولوژی، جراحی انکولوژی و پاتولوژی و متخصص گوارش و متخصص تغذیه) می باشد. هدف انجام رادیوتراپی در سرطان مری، از بین بردن سلول های سرطانی است که ممکن است در محل جراحی باقی مانده و باعث شوند سرطان به طور موضعی عود کند. در رادیوتراپی از اشعه ایکس با انرژی بالا، برای از بین بردن سلول های سرطانی که در بستر مری و یا نزدیک مری و گره های لنفاوی اطراف

باقی مانده اند، استفاده می شود. رادیوتراپی می تواند از خارج از بدن و یا بصورت داخل مری و یا گره های لنفاوی اطراف برسد. رادیوتراپی خارجی (EBRT) از یک دستگاه در بیرون از بدن، برای تابش اشعه استفاده می شود، که شتاب دهنده خطی نامیده می شود. معالجه توسط (EBRT) به طور معمول ۵ روز در هفته و به مدت ۲ تا ۶ هفته انجام می شود که به اهداف کلی درمان و هر مرحله بیماری بستگی دارد این درمان می تواند بین ۱۰ تا ۱۵ دقیقه طول بکشد. دریافت رادیوتراپی داخل حفره ای (براکی تراپی BRACHY THERAPY) شامل جایگذاری ایزوتوپ رادیواکتیو مثل IRADIUM ۱۹۲ در داخل مری است.



درمان اولیه با رادیوتراپی :

غالبا رادیوتراپی خارجی به تنهایی برای درمان اولیه سرطان مری توصیه نمی شود و از ترکیب رادیوتراپی به همراه شیمی درمانی برای درمان این بیماران استفاده می شود. مشاهده شده است که این ترکیب به تنهایی معیار بقا برای درمان با اشعه را بهبود می بخشد .

به طور معمول و با توجه به شواهد موجود، درمان اولیه سرطان مری بصورت ، ترکیب شیمی درمانی و رادیوتراپی ارجح تر از هر درمانی به تنهایی است .

اما رادیوتراپی می تواند به تنهایی برای درمان سرطان موضعی به کار گرفته شود مخصوصا در بیمارانی که نمی توانند جراحی و یا شیمی درمانی را تحمل کنند . درمان با رادیوتراپی به تنهایی منجر به تقریبا ۱۸٪ بقا در هر سال و ۸٪ بقا در دو سال و کمتر از ۵٪ بقا در ۵ سال ، در بیماران مبتلا به سرطان مری موضعی می شود . (مراحل ۱ تا ۳)

رادیوتراپی به تنهایی می تواند برای کاهش علائم و نشانه های سرطان مری ، در بیماران با بیماری پیشرفته استفاده شود مثل کسانی که از نظر پزشکی ناتوان در انجام جراحی یا شیمی درمانی بوده و یا اینکه دچار عود بعد از جراحی هستند . اما بیمارانی با عود موضعی سرطان مری، اغلب شیمی درمانی را نیز به صورت همزمان دریافت میکنند .

عوارض جانبی رادیوتراپی

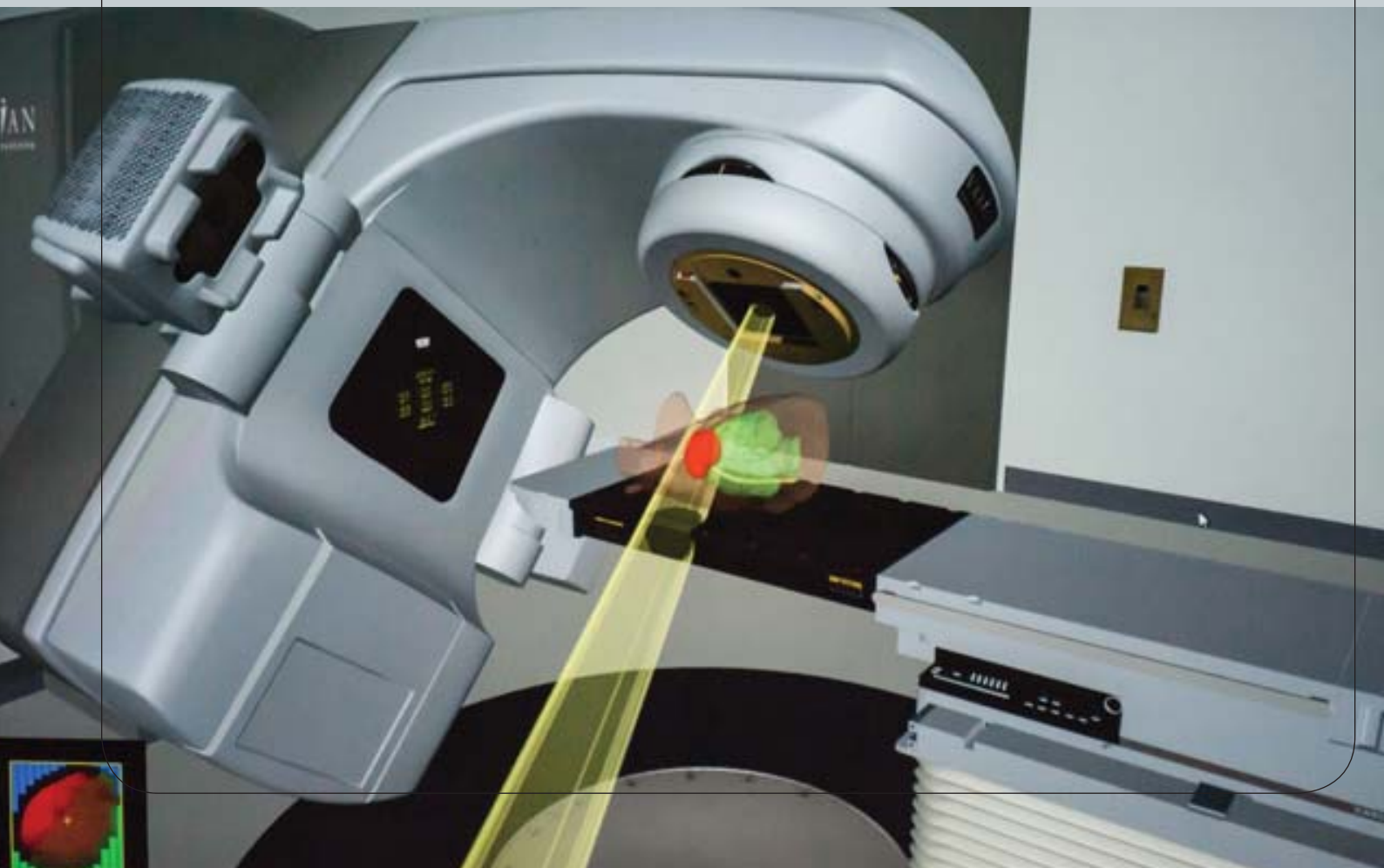
رادیوتراپی ممکن است اثرات جانبی کوتاه مدت قابل توجهی ایجاد کند، از جمله :موکوزیت (التهاب مخاط گلو، دهان و مری)، سوراخ شدگی مری با فیستولیزاسیون (ارتباط با سایر ارگان ها مثل نای)، عفونت ، خونریزی ، خشکی دهان (xerostomia) و کوفتگی و فرسودگی . تغییرات در مری و پوست غالبا ۶ تا ۱۲ ماه طول میکشد. در بعضی از بیماران بدنبال عوارض درمان رادیوتراپی زخم هایی در مخاط مری ایجاد می شود و منجر به تنگی مری می شود که در آینده نیاز به درمان خواهد داشت .

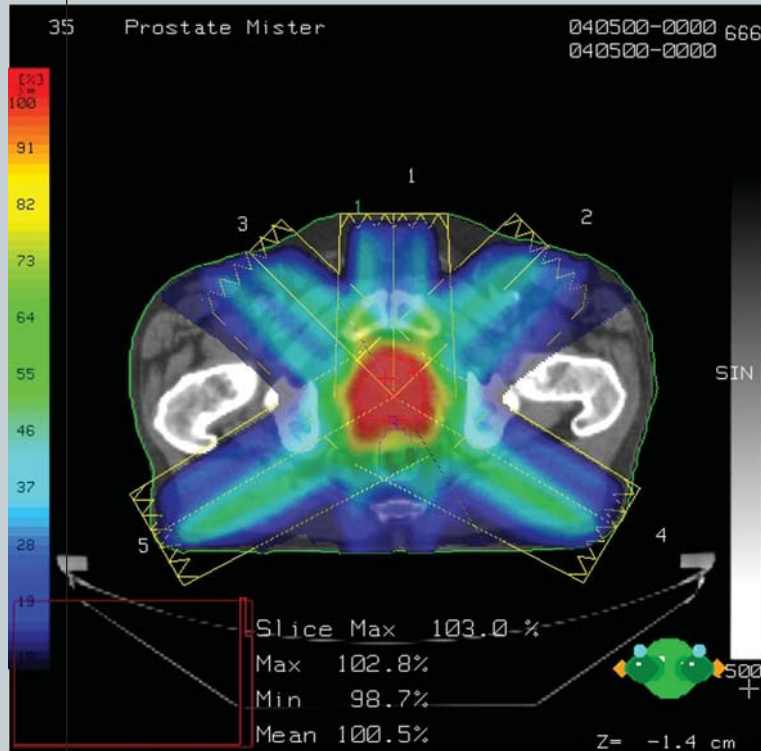
استراتژی ها برای بهبود درمان

پیشرفت های اخیر پزشکی در امر درمان سرطان مری و همچنین بهبود مراقبت های پرستاری و مشارکت مستمر در مطالعات آینده نگر در نهایت منجر به بهبود نتایج درمان سرطان مری شده است.

مراقبت های حمایتی

مراقبت حمایتی به درمان های طراحی شده برای جلوگیری و کنترل عوارض جانبی سرطان و درمان آن اشاره می کند . عوارض جانبی نه تنها باعث ناراحتی بیمار می شود بلکه ممکن است باعث جلوگیری از دریافت مطلوب درمان ، طراحی شده با دوز مناسب و زمانبندی آن شود . به منظور دستیابی به نتیجه





آمیفوستین تنها دارو در این دسته بندی است که برای استفاده در بیمارانی که برای درمان سرطان های سر و گردن اشعه دریافت می کنند، تایید شده است. فرض اینکه ممکن است آمیفوستین در جلوگیری از اثرات جانبی اشعه بر روی بافت های سالم اطراف، در درمان موارد سرطان مری نیز منطقی بنظر می رسد.

به طور رایج آمیفوستین برای جلوگیری از عوارض جانبی اشعه در بیمارانی با سرطان مری در حال ارزیابی است.

پرتودرمانی قبل از جراحی (درمان کمکی جدید)

نتیجه ی چندین آزمایش بالینی تصادفی به طور مستقیم مقایسه شده است: بیمارانی که از فوآژکتومی تنها (برداشتن مری) انجام داده اند در مقایسه با بیمارانی که پرتودرمانی قبل از جراحی و سپس از فوآژکتومی را باهم انجام داده اند، مورد بررسی قرار گرفت. نتایج این آزمایشات بالینی نشان می دهد که پرتودرمانی قبل از جراحی، نه تنها تعداد بیمارانی را که قادر به تحمل تمامی مراحل درمان سرطان را افزایش نمی دهد، بلکه طول عمر را نیز افزایش نمی دهد. اما دوز های مختلف و زمانبندی های پرتودرمانی قبل از جراحی در قالب مطالعات بالینی ارزیابی می شود.

براکی تراپی (جایگذاری ایزوتوپ رادیواکتیو در مری)

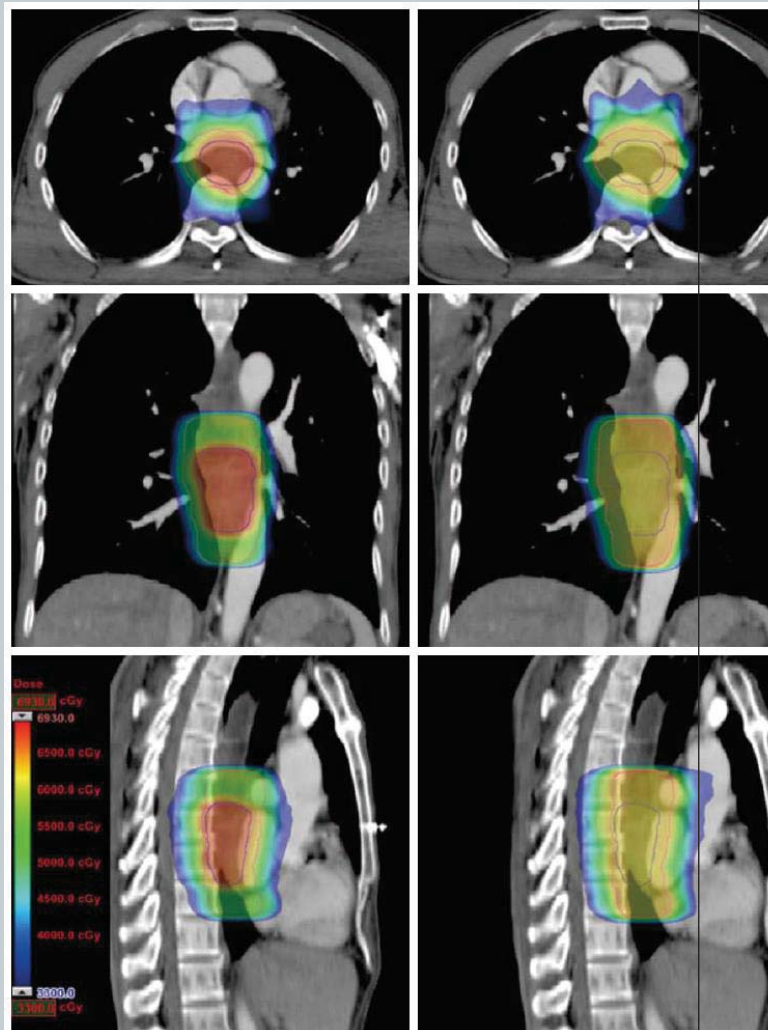
جایگذاری اشعه به طور مستقیم در داخل مری، دوز دریافتی اشعه به محل سرطان اولیه را افزایش می دهد در حالیکه میزان تشعشع به ارگان های سالم اطراف مثل ریه و قلب و طناب نخاعی دار حد اندک می باشد. با عبور دادن لوله ی پلاستیکی از طریق دهان یا بینی، پزشکان می توانند Iridium ۱۹۲ را که یک منبع رادیواکتیو است، به عنوان درمان براکی تراپی، به طور

ی مطلوب و بهبود کیفیت زندگی، ضروری است که عوارض جانبی ناشی از سرطان و درمان آن باید به طور مناسب مدیریت شود. برای دریافت اطلاعات بیشتر به Supportive Care (مراقبت حمایتی) مراجعه کنید.

رژیم شیمی-پرتودرمانی جدید

داروهای شیمی درمانی جدیدی که برای بیمارانی با سرطان مری پیشرفته موثر است، می تواند در ترکیب با رادیوتراپی استفاده شوند. استفاده از رژیم شیمی درمانی یک دارویی یا چند دارویی در ترکیب با رادیوتراپی، برای بهبود نتایج درمان مورد استفاده قرار می گیرند.

آمیفوستین (Amifostine): در ۵۰ سال گذشته، بعضی از داروها بعنوان رادیو پروتکتور نامیده می شدند که برای جلوگیری از آسیب اشعه به سلول ها و بافت های سالم اطراف، در آزمایشگاه مورد بررسی قرار گرفتند. داروی رادیوپروتکتور، باید از سلولهای عادی در برابر اشعه محافظت کند بدون آنکه مانع اثر اشعه بر سلولهای سرطانی شود.



پرتودرمانی بعد از جراحی (درمان کمکی)

یک بررسی اخیر از اطلاعات منتشر شده به این نتیجه رسیده است که پرتودرمانی بعد از جراحی، هیچ مزیت ثابت شده‌ای برای زنده ماندن ندارد. با این حال حتی تعدادی از مطالعه‌ها عود موضعی به مقدار کم را نیز نشان می‌دهد. در اغلب موارد رادیوتراپی بعد از جراحی بعنوان درمان کمکی و در بیماران که باقیمانده میکروسکوپیکی و یا باقیمانده گروسی تومور (باقیمانده قابل رویت توموری) داشته‌اند، در نظر گرفته می‌شود.

منبع:

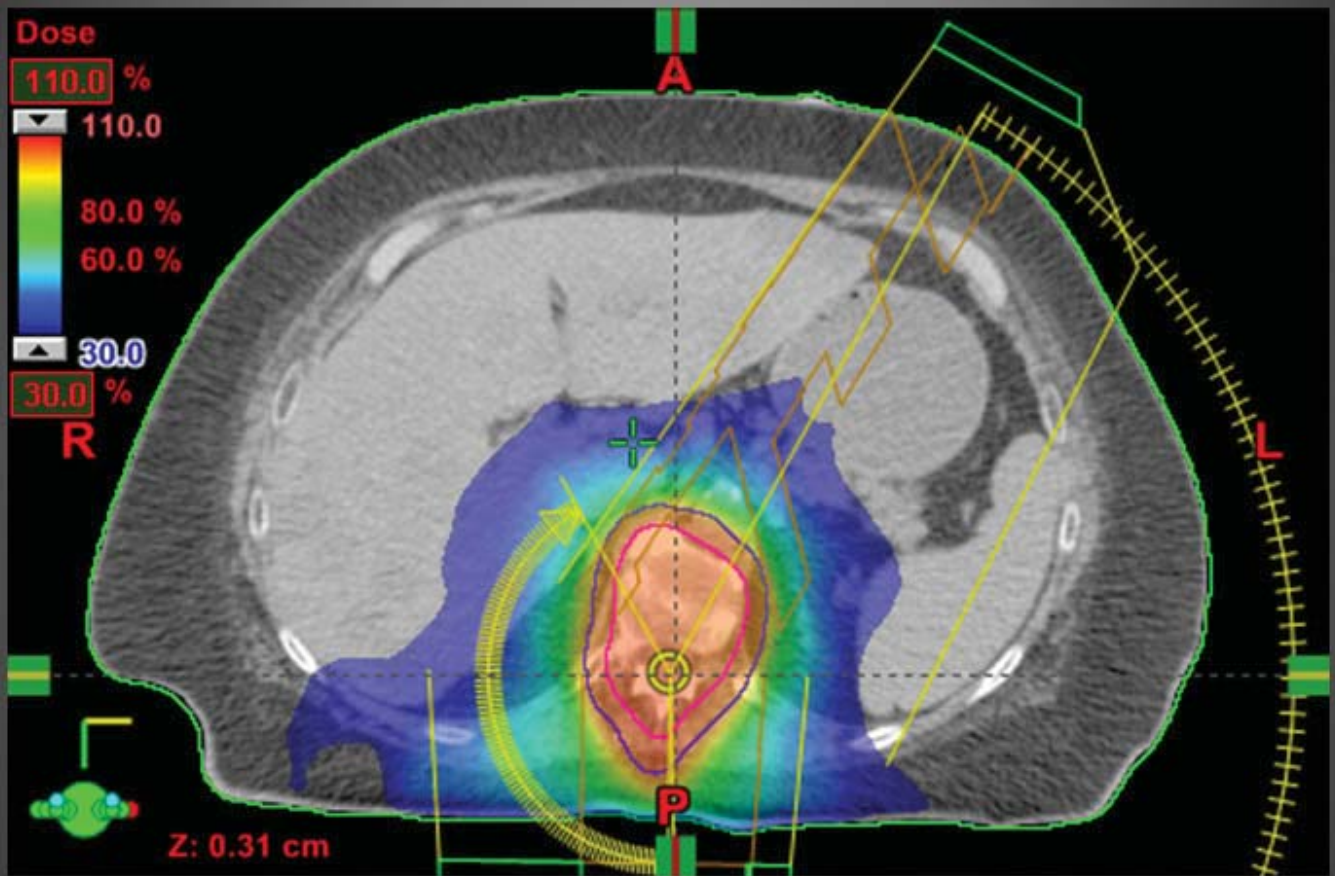
www.texasoncology.com, Radiation Therapy for Esophageal Cancer

مستقیم در داخل مری جایگذاری کنند. براکی تراپی هم به عنوان درمان اولیه و هم به عنوان کمک به رادیوتراپی خارجی (EBRT)، که در واقع به عنوان راهی برای تقویت و بالابردن دوز تششع دریافتی سرطان استفاده می‌شود. اکثر منابع رادیواکتیو به صورت کوتاه مدت موثر واقع می‌شوند.

به عنوان درمان اولیه، براکی تراپی برای کنترل سرطان موضعی مری در ۲۵ تا ۳۰٪ بیماران گزارش شده است، که با نتایج بدست آمده از EBRT قابل مقایسه می‌باشد.

عوارض براکی تراپی همراه با رادیوتراپی اکسترنال شامل: سوراخ شدن مری، آسپیراسیون پنومونی (ذات الریه)، خونریزی مری و جراحی پیشرفته (باریک شدگی مری). در یک مطالعه هنگامی که دوزهای بالا اعمال شد، میزان بروز عوارض تهدید کننده زندگی ۳۴٪ بوده است.

با اینکه این راهبرد ها توسط جامعه ی براکی تراپی آمریکایی تایید شده است، به طور رایج نقش دقیق این شکل از درمان برای سرطان مری مجهول است. احتمالاً براکی تراپی باید تنها در زمینه ی مطالعات و تحقیقات بالینی و یا به عنوان درمان تسکینی انجام شود.



پرتودرمانی با هدایت تصویر (IGRT)

امین صفرای تکنولوژیست رادیوتراپی



مقدمه

به طور کلی IGRT به صورت روش پرتودرمانی تعریف می شود که از هدایت تصویر در مراحل مختلف شامل دریافت اطلاعات بیمار، طراحی درمان، شبیه سازی درمان، تنظیم بیمار، تعیین محل هدف پیش از درمان و هنگام درمان استفاده می کند. در ادامه از عبارت IGRT برای نشان دادن نوعی از تکنیکهای پرتودرمانی استفاده می شود که از روش های هدایت تصویر جهت تعیین محل هدف پیش از درمان و در طول درمان بهره می گیرد. این روش ها از تکنولوژی های تصویربرداری به منظور تشخیص و تصحیح مشکلات ناشی از تغییرات آناتومی و تنظیم بیمار که ممکن است هنگام درمان در یک جلسه یا در میان جلسات مختلف رخ دهند استفاده می کنند. این تغییرات شامل تغییرات در شکل ها و حجم های هدف درمان، ارگان های در معرض خطر و بافت های سالم اطراف می شوند.

قرار بگیرند یا به صورت مستقیم روی شتاب دهنده خطی نصب شوند.

تصویرگرهای پرتال و رادیوگرافیکی

شتاب دهنده های جدید به ۲ نوع سیستم تصویربرداری مجهز می باشند :

الف) تصویرگر پرتو x کیلوولتاژ که در آن یک لامپ پرتو x معمولی و در مقابل یک آشکارساز صفحه تخت روی گانتری قرار می گیرند.

ب) وسیله تصویربرداری پرتال الکترونیک مگاولتاژ (EPID) که به یک با آشکارساز صفحه تخت مخصوص خود مجهز می باشد واز پرتو خروجی درمانی از بیمار برای تهیه تصویر استفاده می کند .

در هر دو حالت، آشکارساز صفحه تخت، متشکل از ماتریسی از ۲۵۶*۲۵۶ آشکارساز حالت جامد است که از فوتودیودهای سیلیکونی آمورف (a-si) شده اند.

اگرچه تصاویر کیلوولتاژ (kV) به نسبت تصاویر مگاولتاژ (MV) (EPID) کنتراست بهتری دارند، اما هیچ یک از آنها نمی توانند تصاویری با کیفیت خوب از بافت های نرم ایجاد کنند. با این وجود تصویرگرهای kV در تعیین محل هدف (PTV) طراحی شده نسبت به نشانه های استخوانی و یا نشانه های رادیوپاک (موقتی) کاشته شده در بافت های هدف، کاملاً مفید می باشند. همچنین تصویرگر kV می تواند در هر دو روش رادیوگرافی و فلوروسکوپی جهت بررسی تنظیم بیمار پیش از هر درمان یا در ردیابی حرکت نشانه ها در اثر تنفس استفاده شود. تصویرگر MV نیز می تواند به منظور ارزیابی میدان تابشی (پرتال) پیش از هر درمان و پایش آنلاین محل هدف در طول درمان استفاده گردد.

اسکنر توموگرافی کامپیوتری در اتاق

تکنولوژی های هدایت تصویر در IGRT همان گونه با توجه به اینکه که حجم های هدف طراحی شده (PTVs) در روشهایی مانند پرتودرمانی تطبیقی سه بعدی (۳-D CRT) و پرتودرمانی با تعدیل شدت مدوله شده (IMRT) به صورت کامل با شکل میدانهای تابشی تطبیق پیدا میکنند، لزومات ضرورت درستی صحت تعیین محل PTV و پوشش دزیمتریکی آن در طول درمان، به گونه فزاینده ای سخت گیرانه تر شده اند. این الزامات در خصوص تعیین هدف بصورت دینامیکی (درمان محل دقیق تومور با در نظر گرفتن وجود حرکت در اندامهای داخلی) و تصویربرداری بافت های پیرامون آن، پیش از درمان و هنگام درمان پیچیده تر شده اند پیشرفت نموده اند. سیستم های تصویربرداری به گونه ای توسعه پیدا کرده اند که میتوانند در اتاق درمان



کنتراست ضعیف تر، ثبت نادرست، و آرتیفکت هایی رنج میبرند که ناشی از مشکلات مربوط به انعطاف پذیری مرفوط به گرانش در چرخش بازوی نگهدارنده ی لامپ پرتو و آشکار ساز، حرکات جزئی گانتری شتاب دهنده هنگام چرخش و ترکیب اثرات سخت شدگی پرتو و پراکندگیه پرتو x می باشند..

CT پرتو مخروطی مگاولتاژ
CT پرتو مخروطی مگاولتاژ (MVCBCT) با استفاده از یک EPID معمولی و آشکار ساز صفحه تخت a-Si امکان پذیر می شود. چشمه پرتو x در این حالت، پرتو درمانی مگاولتاژ شتاب دهنده است. در حالی که چشمه پرتو x و آشکار ساز دور بیمار می چرخند، تصاویر پروجکشن صفحه ای از جهات مختلف به دست می آیند. همانند KVCBCT تصاویر حجمی سه بعدی به وسیله کامپیوتر و با استفاده از الگوریتم بک پروجکشن فیلتر شده بازسازی می شوند.

با این که کنتراست بافت نرم در MVCBCT کاهش می یابد اما تصاویر جهت تعیین محل سه بعدی هدف، در صورت استفاده از نشانه های آناتومیکی استخوان و نشانه های موقتی کاشته شده در تومور، به اندازه کافی خوب هستند. مزایای بالقوه MVCBCT نسبت به KVCBCT عبارتند از:

۱. حساسیت کمتر در مورد آرتیفکت های تصویربرداری ناشی از اجسام فلزی مانند ایمپلنت های لگن، پرشدگی های دندان، و گیره های جراحی وجود دارد.
۲. به برون یابی ضرایب تضعیف از پرتوهای تشخیصی KV به پرتوهای درمانی نیازی نمی باشد.
۳. ویژگی های توزیع دز شناخته شده پرتوهای درمانی امکان محاسبه درست دز تصویربرداری در MVCBCT را فراهم می کنند.

سیستم های تصویربرداری kV در روش رادیوگرافی، تصاویر دو بعدی را ایجاد میکنند که به وسیله ساختارهای روی هم قرار گرفته تحت تاثیر قرار می گیرند بدن ناقص شده اند و بنابراین رزولوشن اسکنرهای CT را در تفکیک کنتراست بافت نرم ندارند. یک اسکنر CT موجود در اتاق پرتودرمانی، دارای قابلیت دریافت تصاویر CT پیش از هر درمان می باشد. در مدلهای اولیه اسکنر CT موجود در اتاق، یک اسکنر CT معمولی قرار گرفته بر روی ریل هایی است که در اتاق درمان مستقر شده و تخت آن با شتاب دهنده مشترک می باشد. به منظور دریافت تصویر برداری فت CT پیش از درمان، تخت هم تراز با اسکنر CT می چرخد، سپس اسکنر CT که روی ریل قرار دارد، در جهت محوری نسبت به بیمار حرکت می نماید. پس از دریافت داده های اسکنر CT، تخت به سمت عقب چرخیده تا جهت درمان، به صورت هم تراز با گانتری شتاب دهنده در آید. بنابراین در این فرآیند نه تخت و نه بیمار نسبت به ایزوسنتر درمان حرکت نمی کنند. مزیت اسکنر CT موجود در اتاق این است که میتواند اطلاعات حجمی سه بعدی (D-3) با رزولوشن بالا از آناتومی بیمار در مختصات درمان ایجاد کند. این اطلاعات نه تنها برای تعیین محل هدف پیش از درمان، بلکه در بازسازی توزیع دز نیز مفید هستند و می توانند با طرح درمان مرجع پیش از هر درمان یا در هنگام درمان (به صورت دوره ای) قابل مقایسه باشند. مقایسه های مکرر طرح های هم دز، امکان تصحیحات تنظیم یا اصلاح پارامترهای درمانی را فراهم می کنند تا تغییرات میان درمان طراحی شده با درمان واقعی به حداقل برسد. این روش در دسته ای از روش های پرتودرمانی قرار می گیرد که پرتودرمانی انطباقی با هدایت تصویر (IGART) نام دارد.

CT با پرتو مخروطی کیلوولتاژ
سیستم تصویربرداری کیلو ولتاژ on-board توانایی انجام رادیوگرافی، فلوروسکوپی و توموگرافی کامپیوتری با پرتو مخروطی (CBCT) را دارد. لامپ پرتو x روی بازوی جمع شونده با زاویه ۹۰ درجه نسبت به محور مرکزی پرتو شتاب دهنده قرار می گیرد. تصویر به وسیله یک آشکار ساز صفحه تخت که روبروی لامپ قرار گرفته است ایجاد می شود. در توموگرافی کامپیوتری با پرتو مخروطی کیلوولتاژ (kVCBCT) هنگامی که گانتری به اندازه ۱۸۰ درجه یا بیشتر می چرخد، تصاویر دو بعدی در جهت های مختلف به دست می آیند. سپس به وسیله کامپیوتری که از الگوریتم بک پروجکشن پس نمایش فیلتر شده استفاده می کند، این رادیوگراف های دو بعدی چندگانه بازسازی می شوند تا تصاویر حجمی سه بعدی به دست آیند معمولاً کیفیت تصاویری که به درستی بازسازی نشده اند از



۴. انجام MVCBCT نیازی به ایجاد تغییرات گسترده در شتابدهنده خطی که مجهز به EPID است ندارد.

با این وجود مزایای بالا بر مزایای محدود KVCBCT نسبت به MVCBCT که در زیر آمده است سایه نمی اندازند:

۱. کنتراست و رزولوشن فضایی بهتر
۲. امکان مشاهده بهتر بافت در دزهای بسیار کم
۳. سازگاری تصاویر KVCBCT با تصاویر طرح درمان مرجع به منظور ارزیابی و تصحیح تنظیم بیمار
۴. ترکیب قابلیت های رادیوگرافی، فلوروسکوپی و CBCT از یک چشمه و آشکار سازی یکسان، که موجب انعطاف بیشتر در اجرای اهداف IGRT می شود.

توموتراپی هلیکال

توموتراپی هلیکال یک تکنیک IMRT است که متشکل از ترکیبی از ویژگی های یک شتاب دهنده خطی و یک اسکنر CT هلیکال می باشد. شتاب دهنده خطی روی یک گانتری شبیه CT قرار می گیرد و در یک مسیر دایره ای کامل می چرخد، همزمان با چرخش گانتری، تخت درمان به آهستگی به میانه روزنه دوناتی شکل حرکت میکند و بنابراین باعث ایجاد یک حرکت هلیکالی شکل از پرتو نسبت به بیمار می گردد. کولیماتور چندبرگی با کنترل کامپیوتری امکان مدولاسیون تعدیل شدت پرتو مورد نیاز را فراهم می کند. به دلیل حرکت هلیکالی پیوسته پرتو پیرامون محور طولی بیمار، مشکل تطبیق خطوط میان اسلایس ها به حداقل می رسد

فراصوت

فراصوت یک روش غیرتهاجمی و یک تکنیک تصویربرداری همزمان غیررادیوگرافی برای تعیین محل ساختارهای بافت نرم و تومور، به ویژه در ناحیه شکم، لگن، و پستان است. در IGRT سیستم های فراصوت به صورت گسترده در تعیین محل پروستات استفاده می شوند. یکی از این سیستم ها سیستم BAT می باشد. BAT به عنوان یک ابزار سریع در تعیین محل پروستات پیش از درمان و اصلاح تغییرات ایجاد شده در موقعیت پروستات در میان جلسات مختلف عمل میکند.

مشکل اساسی در روش های هدایت با فراصوت جهت تعیین محل پروستات، کیفیت پایین تصویر است. برای بسیاری از مشاهده کنندگان، تصاویر فراصوت ظاهری گنگ محو و نویزدار دارند و تفسیر آنها مشکل می باشد. به دلیل عدم همخوانی در تفسیر این تصاویر در میان کاربران، پیشنهاد می شود که از حاشیه های بزرگتری در طراحی استفاده شود.

مدیریت حرکت تنفسی

حرکت تنفسی بر همه نواحی تومور در قفسه سینه، شکم، و لگن

تاثیر می گذارد. تومور های ریه، کبد، پانکراس، مری، پستان، کلیه ها، پروستات، و نواحی دیگر مجاور، بر اثر تنفس حرکت می کنند. اگرچه میزان جابه جایی تومور بسته به ناحیه و محل ارگان متغیر است، اما در سرطان های ریه مشهودتر و غالب تر می باشد. مطالعات نشان داده اند که تومور های ریه می توانند در طول تابش چندین سانتی متر در هر جهت حرکت کنند. با این وجود حرکت تومور ریه مستقل از اندازه تومور، محل تومور، و عملکرد ریوی می باشد. این مطالعات و دیگر مشاهدات گزارش شده پیشنهاد می کنند که حرکت تومور در ریه یا دیگر ناحیه ها با هیچ درجه ای از دقت قابل پیش بینی نیست بنابراین با هیچ درجه ای از دقت قابل پیش بینی نیست و بنابراین بایستی

های جایگزین (نشانه های موقت خارجی روی سطح پوست یا نشانه های داخلی کاشته شده به صورت مستقیم درون تومور) در بیشتر حالت ها استفاده میشود. برای استفاده از این روش، تاخیر زمانی میان آشکار سازی حرکت و عمل تصحیح باید به صورت بسیار کوتاه باشد (از مرتبه ۱۰۰ میلی ثانیه).

سیستم های ردیابی بر اساس فلوروسکوپی بیشتر سیستم های ردیابی تجاری موجود از فلوروسکوپی جهت جستجوی نشانه های فلزی کاشته شده در تومور استفاده میکنند. در طول تابش نشانه های مورد نظر به صورت پیوسته تصویر برداری میشوند و پرتو درمانی بسته به اینکه تصویر نشانه داخل یا خارج پنجره زمانی از پیش تایین شده باشد، قطع و وصل میگردد. بعضی از این سیستم ها رو گانتری شتابدهنده قرار میگیرند، در حالی که بقیه در اتاق نصب میشوند. برای مثال سیستم تصویر برداری سایبرنایف از دو لامپ پرتو ایکس تشخیصی که به صورت عمود بر هم روی سقف قرار گرفته اند، و دو آشکار ساز صفحه تخت Si-dr در روبروی آنها تشکیل شده است. این سیستم می تواند جهت تنظیم بیمار و ردیابی حرکت هدف در طول درمان، چندین تصویر را دریافت و پردازش کند. درستی محل هدف نسبت به ساختار اسکلتی، به وسیله مقایسه تصاویر رادیوگرافی همزمان با تصویر CT طراحی درمان مرجع تایید میگردد. بازوی رباتیک دارای ۶ درجه آزادی است که قابلیت مانور دارد و میتواند پرتو تابشی را مطابق با موقعیت جدید هدف جابجا کند.

پرتوهای درمانی سایبرنایف محدود به هندسه ایزوسنتری نیستند. آنها می توانند به صورت مستقل و بدون یک ایزوسنتری ثابت هایت شوند. هم چنین آنها می توانند در الگوهای درمانی روی هم افتاده پیچیده به گونه ای استفاده شوند که توزیع دزهای یکنواختی را جهت درمان تومورهایی با شکل نامنظم ایجاد نمایند. تاکنون تجربیات ارزشمندی در مورد استفاده از سایبر نایف در درمان رادیوسرجری ضایعات مغز، ستون فقرات، پانکراس و ریه بدست آمده است.

نکات کلیدی

تکنولوژی هدایت تصویر استفاده شده در IGRT شامل تصویرگرهای kv نصب شده در اتاق درمان می باشند.

تصاویر KV on board میتوانند در هر دو روش رادیوگرافی و فلوروسکوپی جهت بررسی تنظیم بیمار پیش از هر درمان و ردیابی حرکت نشانه های آناتومیکی یا کاشته شده در طول درمان، استفاده شوند.



به صورت جداگانه مورد ارزیابی قرار گیرند. این موضوع بدین معنی است که به منظور مدیریت حرکت هدف در رادیوتراپی، به ردیابی همزمان تومور یا فرایند gating نیاز می باشد.

حرکت هایی که هنگام درمان رخ میدهند و مدیریت آنها، بخشهای مهم رادیوتراپی با هدایت تصویر می باشند.

توموگرافی کامپیوتری چهاربعدی

CT چهاربعدی فرایندی است که در آن اسکن های CT به صورت همزمان با فازهای تنفسی بیمار دریافت میشوند.

تصاویر 4D (بعد چهارم زمان است) از اسکن های بدست آمده در هر فاز تنفسی، از سیکل تنفسی بازسازی میشوند. در طول اسکن CT سیگنال های تنفسی با استفاده از سیگنال های جایگزین مانند حرکت سطح شکم، آناتومی داخلی، یا حجمی از هوای اندازه گیری شده به وسیله اسپیرومتری، در هنگام دم و بازدم به دست میایند. به صورت معمول سیکل تنفسی به ده فاز تقسیم میشود و در هر فاز حجم های CT به صورت جداگانه بدست میایند. یک مجموعه داده 4D CT میتواند شامل ۱۵۰۰ اسلایس CT باشد.

ردیابی هم زمان تومور

هدف اصلی ردیابی هم زمان تومور، جستجوی حرکت تنفسی، و تغییر مکان دینامیکی پرتو تابشی با توجه به تغییر مکان تومور است. به خاطر مشکل بودن جستجوی خود تومور، از نشانه

تصویرگرهای کیلوولتاژ نسبت به تصویرگرهای مگاولتاژ کنتراست بافت نرم بهتری ایجاد میکنند. با این وجود تصاویر MV دارای آرتیفکت های رگه ای ناشی از وسایل فلزی نیستند و رابطه مستقیمی میان اعداد CT و چگالی الکترونی بافت ها وجود دارد (ویژگی ای که در دوزیمتری مفید می باشد).

هم چنین تصویرگرهای MV با استفاده از تصاویر آناتومی استخوان های داخلی، در ارزیابی پرتال پیش از درمان و در طول درمان مفید می باشند.

مقایسه KVCBCT و MVCBCT نشان می دهد هر یک مزایا و معایب خود را دارند، با این وجود هر دو روش بیشتر مکمل یکدیگر میباشند.

توموتراپی هلیکال یک تکنیک IMRT است که ترکیبی از ویژگی های شتابدهنده خطی و اسکنر CT هلیکال می باشد.

مشکلات اصلی در استفاده از فراصوت در IGRT عبارتند از کیفیت پایین تصویر، اعوجاج های آناتومیکی ناشی از فشار ترانسدیوسر بر سطح بیمار.

مدیریت حرکت تنفسی در IGRT یک موضوع در حال تکامل است. پیشرفت های چشمگیر در این زمینه عبارتند از 4D CT و سیستم های ردیابی همزمان تومورمانند سیستم های براساس فلوروسکوپی، سیستم EXAC TRAC/novalis body، سایبرنایف، ردیابی میدان الکترومغناطیسی، و پرتودرمانی با هدایت تصویر MRI.

دز اضافی دریافتی از روش های تصویربرداری یک مشکل جدی در IGRT است. به ارزیابی خطرات تصادفی و غیرتصادفی در تمام روش های تصویربرداری مورد استفاده در پرتودرمانی نیاز می باشد. دز های تصویربرداری بایستی با پیشرفت های رخ داده در انتقال دز های درمانی در تعامل باشند.

References

1. Feldkamp IA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A*. 1984;1:612–619.
2. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW, et al. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2002;53:1337–1349.
3. Ning R, Tang X, Conover D. X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. *Med Phys*. 2004;31:1195–1202.
4. Bertram M, Wiegert J, Rose G. Potential of software-based scatter corrections in cone-beam volume CT. *Proc SPIE Phys Med Imaging*. 2005;5745:259–270.
5. Siewerdsen JH, Daly MJ, Bakhtiar B, et al. A simple, direct method for x-ray scatter estimation and correction in digital radiography and cone-beam CT. *Med Phys*. 2006;33:187–197.
6. Mackie TR, Holms T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy. *Med Phys*. 1993;20:1709–1719.
7. Mackie TR, Balog J, Ruchala K, et al. Tomotherapy. *Semin Radiat Oncol*. 1999;9:108–117.
8. Yang JN, Mackie TR, Reckwerdt PJ, et al. An investigation of tomotherapy beam delivery. *Med Phys*. 1997;24:425–436.
9. Olivera GH, Shepard DM, Reckwerdt PJ, et al. Maximum likelihood as a common computational framework in tomotherapy. *Phys Med Biol*. 1998;43:3277–3294.
10. Meeks SL, Harmon JF, Langen KM, et al. Performance characterization of megavoltage computed tomography on a helical tomotherapy unit. *Med Phys*. 2005;32:2673–2681.
11. Langen KM, Meeks SL, Poole DO, et al. The use of megavoltage CT (MVCT) images for dose computations. *Phys Med Biol*. 2005;50:4259–4276.
12. Boswell S, Tome W, Jeraj R, et al. Automatic registration of megavoltage to kilovoltage CT images in helical tomotherapy: an evaluation of the setup verification process for the special case of a rigid head phantom. *Med Phys*. 2006;33:4395–4404.
13. Lattanzi J, McNeeley S, Donnelly S, et al. Ultrasound-based stereotactic guidance in prostate cancer—quantification of organ motion and set-up errors in external beam radiation therapy. *Comput Aided Surg*. 2000;5:289–295.
14. Fung AY, Ayyangar KM, Djajaputra D, et al. Ultrasound-based guidance of intensity-modulated radiation therapy. *Med Dosim*. 2006;31:20–29.
15. Chandra A, Dong L, Huang E, et al. Experience of ultrasound-based daily prostate localization. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;56:436–447.
16. Langen KM, Pouliot J, Anezinos C, et al. Evaluation of ultrasound-based prostate localization for image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2003;57:635–644.
17. Van den Heuvel F, Powel T, Seppe E, et al. Independent verification of ultrasound-based image-guided radiation treatment, using electronic portal imaging and implanted gold markers. *Med Phys*. 2003;30: 2878–2887.
18. Scarbrough TJ, Golden NM, Ting JY, et al. Comparison of ultrasound and implanted seed marker prostate localization methods: implication for image-guided radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*. 2006;65:378–387.
19. Dobler B, Mai S, Ross C, et al. Evaluation of possible prostate displacement induced by pressure applied during transabdominal ultrasound image acquisition. *Strahlenther Onkol*. 2006;182:240–246.
20. Bouchet LG, Meeks SL, Goodchild G, et al. Calibration of three-dimensional ultrasound images for image-guided radiation therapy. *Phys Med Biol*. 2001;46:559–577.
21. Bouchet LG, Meeks SL, Bova FJ, et al. Three-dimensional ultrasound image guidance for high precision extracranial radiotherapy. *Radioradiology*. 2002;4:262–278.
22. Tome WA, Meeks SL, Orton NP, et al. Commissioning and quality assurance of an optically guided three-dimensional ultrasound target localization system for radiotherapy. *Med Phys*. 2002;29:1781–1788.



گردش کار رادیوگرافی دیجیتال:

ترجمه و تالیف: توحید عباسی آذر؛ دانشجوی تکنولوژی رادیولوژی



امروزه رادیوگرافی دیجیتال به صورت گسترده جایگزین سیستم های فیلم صفحه شده است. ایجاد گردش کار باعث کارآمدی سیستم های دیجیتال می گردد و ذخیره و پردازش تصویر با کیفیت بالا را فراهم می آورد. این گردش کار بایستی با توجه به اینکه چگونه رادیوگرافرها در مورد پرتوگیری فکر می کنند تنظیم می شود. اگر چه دیجیتالی شدن ممکن است خبر جدیدی نباشد ولی هنوز بسیاری از افراد در فراگیری و بهره گیری از بهترین تکنیک ها در به حداقل رساندن پرتوگیری، سرعت زیادی ندارند که امری خیلی مهم به خصوص در مورد بیماران جوان تر می باشد. آژانس بین المللی انرژی اتمی در گزارشی نکاتی را در مورد بهینه سازی حفاظت در رادیولوژی از کودکان را مطرح می کند از جمله:

- زمان تابش کوتاه می تواند کیفیت تصویر را بهبود بخشد و تعداد فیلم های تکراری را کاهش دهد.
- در صورت امکان از تکنیک های با kv بالا استفاده شد.
- دلایل تکرار رادیوگرافی و فیلم از کودکان باید مرتباً بررسی شود.
- حفاظت از گنادها در رادیولوژی کودکان به ویژه، خیلی مهم است.
- پوزیشن صحیح بیمار و کولیماسیون دسته اشعه در کودکان مهم است.
- این مطلب را مد نظر داشته باشید که دختران نوجوان (بالای ۱۲ سال) ممکن است باردار باشند به ویژه وقتی که رادیوگرافی از شکم درخواست می شود.
- رادیوگرافرها باید آموزش های ویژه ای برای رادیولوژی از کودکان داشته باشند.

همچنین پیام ICRP-ISR برای رادیوگرافی از کودکان نیز تحت عنوان SMARTmessage نیز جالب است:

- Shielding appropriate?
- Marking of films, ID etc. appropriate?
- Area collimation appropriate? Field size and Location
- Restriction of child motion appropriate?
- Technical setting appropriate? Shortest exposure time, kv up.

از جمله تفاوت های بین سیستم های فیلم صفحه با دیجیتال در نماینگر ساختن پرتوگیری مناسب می باشد. فیلم تابش دیده بعد از ظهور و ثبوت نواحی خیلی سیاه

و سفید را نمایان می سازد که این ویژگی، پرتوگیری بالا و پایین را نشان می دهد. اما پردازش مدرن تصویر این خصوصیت را جبران کرده و می تواند باعث Exposure Creep شود که کارشناسان نسبت به E. Creep که در آن بیماران در معرض پرتوی بالایی قرار می گیرند، هشدار می دهند. با این وجود در حالی که خصوصیت یادشده سیستم های فیلم صفحه، می توانست در نشان دادن پرتوگیری مناسب کمک کننده باشد.

FDA برای توسعه ی واحدهای آموزشی، یک تعهد عمومی رقابتی به فدراسیون ایمنی پرتو در تصویربرداری کودکان (ARSPI) اعطا کرده است. تا یک چک لیست ایمنی را برای تکنولوژیست هایی که از رادیوگرافی دیجیتال برای کودکان استفاده می کنند، فراهم آورد. این چک لیست سال ۲۰۱۴ به عنوان بخشی از کمپین « Image Gently » منتشر شد. و در ژورنال کالج رادیولوژی آمریکا (JACR) انتشار یافت.

حفاظت پرتوی کودکان

Susan D, John, MD رئیس دپارتمان تصویربرداری تشخیصی دانشکده پزشکی تگزاس و همکارانش در مقاله‌ی منتشر شده در ژورنال JACR بیان کردند که اکثر تکنولوژیست‌هایی که از چک لیست استفاده کرده‌اند آن را برای بهبود DR در بیماران خردسال بالارزش می‌دانند. با این وجود یک نگرانی وجود دارد که بسیاری داوطلبانه و با میل از چک لیست استفاده نمی‌کنند. Susan و همکارانش می‌نویسند: مدیران بیمارستان‌ها بایستی ایمنی تابش برای بیماران خردسال را با تشویق به استفاده از ابزارهای آموزشی برای تکنولوژیست‌ها در اولویت قرار بدهند.

با این حال داشتن یک دستورالعمل مشترک نیاز است تا شکاف آموزشی در بکارگیری تکنیک‌ها و روش‌های بهینه در ایمنی تابش را ببندد.

چک لیست ایمنی تابش در رادیوگرافی دیجیتال برای

بیماران خردسال

- قبل از آغاز آزمون
- نام بیمار از worklist انتخاب شود.
- بیمار به طور مناسب معرفی شود.
- متناسب بودن درخواست رادیوگرافی چک شود.
- آزمون به بیمار و والدین شرح داده شود.
- آخرین دوره قاعدگی / حاملگی معلوم شود. (مادر همراه بیمار)
- در طول مدت تصویرگیری
- پرتو -> بخش بدن مورد نظر -> گیرنده تصویر تنظیم شده
- فاصله منبع تا گیرنده تصویر (SID) چک شود.
- گرید تنها وقتی استفاده شود که ضخامت بزرگتر از ۱۰- ۱۲ سانتی متر باشد.



چک شود و انحراف آن با شاخص هدف پرتوگیری چک شود.
 - در صورت نیاز تصویر دوباره پردازش یا تکرار شود.
 • اتمام آزمون
 - در صورت نیاز post-processing اجرا شود.
 - آزمون بازبینی گردیده و جهت رپورت در PACS بایگانی شود.

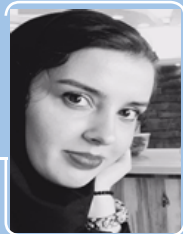
منابع:

- 1- www.healthimaging.com , DR Workflow: Protection Pediatric Patients, Evan Godt, 2015
- 2- NCRP68. Radiation protection in Pediatric radiology, 1981.
- 3- ICRP Publication 34, Protection of the patient in diagnostic radiology , 1982
- 4- IAEA. Radiation protection in diagnostic and interventional radiology

- بیمار پوزیشن داده شود.
 - اگر سیستم CR باشد، کاست تنظیم شود.
 - قبل از پرتودهی، پرتو بر قسمت مورد نظر منطبق بوده و آن را بپوشاند.
 - شیلدگذاری و مارکر گذاری انجام شود.
 - تنظیمات نهایی تیوب و تنظیمات دیگر انجام شود.
 - سمت صحیح قسمت مورد نظر و پوزیشن بیمار بازبینی شود.
 - دستورالعمل نفس کشیدن داده شود.
 - پرتوگیری انجام گردد.
 • بررسی و سنجش تصویر
 - اگر سیستم CR باشد، کاست در reader پردازش شود.
 - تصویر نمایش و بازبینی گردد و مشخصات شناسایی فیلم و بیمار چک شود.
 - کیفیت تصویر بازبینی شود.
 - نمایشگر/ شاخص پرتوگیری (Exposure Index/Indicator)



اصول مانیتورینگ دوز تابشی در تصویربرداری پزشکی



فاطمه وثوقی
تکنولوژیست رادیولوژی

هاپکینز: به علت تنظیمات نامناسب اسکنرهای CT، بسیاری از بیماران دچار سوختگی پرتویی شدند و حدود ۲۰۰ بیمار دچار ریزش مو شدند. این حوادث باعث شد تا کالیفرنیا قانونی را تصویب کند که رادیولوژیست ها دوزهای مورد استفاده در هر آزمون را گزارش دهند.

بنا به گفته ی Mahadevappa بحث در مورد دوز پرتویی در ۱۰ سال گذشته به طور قابل ملاحظه ای افزایش یافته است و موجب ترس بسیاری از بیماران شده است. البته بخشی از ترس به این دلیل است که اطلاعات ناکافی و غلط زیادی وجود دارد. علاوه بر تغییر قوانین در دو حالت که نیاز به ثبت دوز دارند، فشار عمومی

این مقاله ابتدا به عنوان مقدمه ای بر مقیاس مقایسه دوز تابش تابش در سال ۲۰۱۷ اجرا شد.

پرتوگیری تابشی بیماران در تصویربرداری پزشکی موضوعی مهم در رادیولوژی بوده و اهمیت بکارگیری سیستم های مانیتورینگ دوز تابشی را دوچندان کرده است. قبل از این برای برآورد دوز بیمار نیاز به محاسبه ی دستی دوز بر اساس مقادیر دوز رسیده به دکتورهای آشکارسازهای اسکنرها بود لذا بدلیل زمان بر بودن برآورد دوز بیمار یا دنبال نشد. از آنجایی که دوزهای تابش در هر آزمون متفاوت بود، مقادیر دوز و پروتکل اسکن تقریباً تا حد زیادی بین مراکز تصویربرداری نیز مختلف بود. همچنین هیچ استاندارد ملی و بین المللی برای مقایسه دوزها منتشر نشده بود. امروزه نرم افزار برآورد دوز تابشی با جمع آوری اطلاعات از بیمارستان ها و قصد دارد در نهایت استانداردهای جدیدی را تنظیم کند.

مساله ی مانیتورینگ دوز چند سال پیش مطرح شد. بعد از چند گزارش در رسانه های اصلی در مورد پرتوگیری بیش از حد بیماران از دوزهای تابشی در طول آزمون های CT در اکثر بیمارستان های سواحل شرقی و غربی، یکی از بزرگترین گزارشات عمومی در رابطه با حوادث پرتوگیری بیش از حد در سال ۲۰۱۱ در کالیفرنیا منتشر شد. بنا به گفته ی Mahadevappa فیزیست و استاد رادیولوژی بیمارستان جان



تر کرد. در حال حاضر تلاش زیادی برای ثبت دوز در (American College of Radiology- ACR) انجام شده است. در این طرح بیمارستان ها می توانند به صورت داوطلبانه برای شرکت در ثبت نام کرده و اطلاعات دوز آناتومیک بیمار را در رجیستری به اشتراک بگذارند. در عوض بیمارستان ها می توانند میانگین دوزهای خود را برای پروتکل های مختلف، نوع آزمونها و روش های مورد استفاده برای بیمارستان ها در منطقه خود و یا در سطح ملی مقایسه کنند. بنابراین هدف این است که در نهایت به شما می گوید که شما در چه نقطه ای از مرجع قرار دارید ، بنابراین شما می توانید فرصتی برای تصحیح و مدیریت بهتر دوز خود داشته باشید.»

در دهه گذشته میزان دز به طور پیوسته کاهش یافته است، اما پاندول

بیماران و رسانه های جمعی منجر به تغییر فرهنگی در بسیاری از بخش های تصویربرداری شد. این امر همچنین منجر به وضع ضوابط جدید توسط کمیسیون مشترک پشتیبانی از گواهی تصویربرداری پزشکی (Joint Commission To Maintain Medical Imaging Certification) شد.

نحوه محاسبه دوز:

چندین روش برای اندازه گیری دوز تابش و چند واحد اندازه گیری مختلف وجود دارد. این حوزه هنوز در حال تحول و توسعه است و هنوز هیچ استاندارد وجود ندارد. با این حال برای جمع آوری داده ها با استفاده از اطلاعات توصیفی دوز که به طور خودکار توسط سیستم تصویربرداری ثبت می شود و با استفاده از ضریب نفوذ اشعه از تحت و بدن (با قرار گرفتن در معرض دوز مورد نظر) تخمین زده می شود. به عنوان مثال در تصویر برداری CT، پارامترهای دوز ضبط شده توسط اسکتر شامل CTDIvol و محصول طول دوز (DLP) البته این پارامترها دوزهای بیمار نیستند، اگرچه آنها بیشتر شبیه خروجی استاندارد برای یک تکنیک



تشخیصی مطلوب و عدم نیاز به تکرار حاصل شود. این می تواند به افزایش تکنولوژی دوز برای ایجاد تصاویر با کیفیت عالی منجر شود. از طرف دیگر اگر بیمار جهت انجام یک آزمون به دلیلی مثل حرکت در حین آزمون دو بار تابش گیری کرده باشد (هر دو آزمون به عنوان یکی شمارش میشود)، بیمار همچنین ممکن است یک شاخص توده بدنی بسیار بالا (BMI) داشته باشد، که موجب کاهش اشعه X می شود و نیاز به دوزهای بالا برای امتحانات تشخیصی دارد.

(آونگ) دوز بیمار از یک دوز شدید به دوز شدید و یا کم دیگر تاب میخورد. ماهش گفت: «در بعضی از این موارد شدید از دوز کم، تصاویر می توانند برای خواندن یا تشخیص بسیار سخت باشند»

از منظر دوز بیمار لازم است در گزارش های تضمین کیفیت (QA) تصاویر باید مکانیزمی داشته باشد تا تعادل بین دوز پایین و کیفیت تشخیصی مناسب آزمون ها در دوزهای خاص وجود داشته باشد.

لزوم به اشتراک گذاشتن اطلاعات گزارش شده دوز : تجزیه و تحلیل گزارش دوز، نیاز به همکاری با رادیولوژیست ها و تکنولوژیست ها دارد، نه فقط مدیران و تیم های QA بطوریکه اگر مدیران این اطلاعات را در یک کشور آرشیو نموده و تنها برای بررسی پژوهشی از آنها استفاده کنند، به اهداف اولیه و اصلی طرح نخواهیم رسید. یک مسئله دیگر که بر روی کاهش دوز بیمار تاثیر دارد، تفسیر کلیشه توسط رادیولوژیستها است. تکنولوژیست ها که به طور سنتی توسط رادیولوژیست ها که کنترل بیشتری از دوزهای مورد استفاده در اسکن دارند به طور مستقیم تحت فشار قرار گرفته اند تا کیفیت خوب، تصاویر





18	Musculoskeletal MRI imaging	January 28-30, 2018	Rancho Mirage, California
19	The 6 th annual veil 2018: hot topics in radiology	February 4-9 , 2018	Vail, Colorado
20	20 th British society of gastrointestinal and abdominal radiology annual meeting 2018	February 7-9 , 2018	Edinburgh, United Kingdom
21	Third AACR-SNMMI joint conference on state of the art molecular imaging in cancer biology and therapy	February 14-17 , 2018	San Diego, California
22	34 th annual computed tomography 2018: the cutting edge	February 16-19, 2018	Orlando, Florida
23	Pediatric imaging: a comprehensive review and innovations	March 15-17 , 2018	Scottsdale, Arizona
24	Cardiac CT practicum: the total experience	March 19-23 , 2018	Baltimore, Maryland
25	2018 SBI/ACR breast imaging symposium	April 12-15 , 2018	Las Vegas, Nevada
26	World federation of nuclear medicine and biology	April 20-24, 2018	Melbourne, Australia
27	European lung cancer conference	April 11-14 , 2018	Geneva, Switzerland
28	European society for therapeutic radiology and oncology	April 20-24 , 2018	Barcelona
29	German society of nuclear medicine annual congress 2018	April 18-21 , 2018	Bremen
30	Advanced PET imaging, nuclear medicine, and therapy : from diagnostics to theranostics	May 4-5 , 2018	Las Vegas , Nevada
31	American association of physicists in medicine (AAPM) 2018 annual meeting	July 29- August 2 , 2018	Nashville, United States
32	18 th annual Snowmass 2018: new advances in MR& CT	February 11-16 , 2018	Snowmass, Co, United States



Radiology Events 2017-2018

No	Name	Date	Location
1	Ultrasound update	November 12-13, 2017	Rancho Mirage, California
2	22th annual perspectives in thoracic oncology	November 17-18, 2017	New York
3	Fourth annual course on proton therapy	November 17-19 , 2017	Philadelphia
4	Radiological Society of North America (RSNA)	November 26- December 1, 2017	Chicago
5	Multidisciplinary oncology conference	December 2 , 2017	Overland Park, Kansas
6	Vascular ultrasound – the hands on carotid and peripheral vascular ultrasound course	December 4-7 , 2017	Irving , Texas
7	Melbourne neuro & orthopaedic MRI course	December 7-12, 2017	Melbourne , Australia
8	Coronary CT angiography	December 8-10 , 2017	Reston , Virginia
9	36 th annual head to toe imaging conference	December 18-22, 2017	New York
10	Society of nuclear medicine India 49 th annual conference 2017	December 14-17 , 2017	New Delhi, India
11	Breast imaging and body MRI	January 7-12, 2018	Kamuela, Hawaii
12	Gamma knife radiosurgery course	January 8-12 , 2018	Pittsburgh, Pennsylvania
13	Body imaging update: abdominal & thoracic	January 14-19, 2018	Kamuela, Hawaii
14	Bristol MRI 2018	January 15-19, 2018	Bristol, United Kingdom
15	Vascular ultrasound core course	January 17-20, 2018	Philadelphia, Pennsylvania
16	Moffitt radiation oncology conference 2018	January 25-27, 2018	Tampa, Florida
17	Society for nuclear medicine and molecular imaging mid-winter meeting 2018	January 25-28, 2018	Orlando, Florida

مبحث یادگیری

علی کیانی؛ کارشناس ارشد ام آر آی

در این مرحله یک مطلب خیلی جدیدی را یاد بگیرند مجدد وارد مرحله ی ناخودآگاهی و ناشایستگی می رسند و سپس به مرحله ی خودآگاهی و ناشایستگی و سپس به مرحله خودآگاهی و شایستگی و در نهایت به مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی می رسند.

شاید برای شما هم جالب باشد وقتی در رادیوگرافی (آنالوگ) یک نفر فاکتورهای تابشی را تنظیم می کند در کمال ناباوری متوجه می شوید که یک کلیشه ی عالی تهیه شد و وقتی از ایشان می پرسید که شرایط تابشی را چقدر داده اید؟ میلی آمپر و کیلوولت پیک را چقدر تنظیم کرده اید جواب می دهد: نمی دانم؟! آری واقعا نمی داند چون در مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی هستند و این شاید برای یک دانشجو شبهه ایجاد کند که می داند اما نمی خواهد بگوید!!! در حالیکه اینگونه نیست چون مثل مقایسه اساتید رادیولوژی با رزیدنت های رادیولوژی است که استاد وقتی کلیشه را به نگاتسکوپ می زند تا بزند به نگاتسکوپ کل جواب اولیه کلیشه ها تشخیص داده شده است!! چرا چون در مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی رسیده است و این استاد تجربه ی ۲۰-۳۰ ساله اش را نمی تواند در یک لحظه به دانشجو منتقل کند ولی می تواند مرحله به مرحله و پله به پله به دانشجو یاد دهد دقت فرمایید که پله به پله.

این مطلبی که گفتم خیلی خیلی خیلی مهم است به طوری که در تمامی مراحل علمی برایتان کمک می کند و در تمامی مراحل زندگی برایتان کمک می کند و در اکثر علم ها، چه روابط، چه ثروت، چه سلامتی، چه معنویات.

با آرزوی بهترین ها برای شما عزیزان

یکی از مهمترین موارد در مبحث یادگیری در هر کاری، رسیدن به مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی می باشد. نکته ای که در خیلی از موارد نادیده گرفته می شود. شاید برایتان جالب باشد بدانید که شاید دانستن مقاطع آگزیکال، کرونال و ساژیتال که جزو بدیهیات است و همه ی ما آشنا هستیم، با طرح سوالات دقیق باز متوجه می شویم که دانشجو باز یاد نگرفته است، در واقع فکر می کند که یاد گرفته است ولی در حقیقت یاد نگرفته است!! چرا؟ چون به مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی نرسیده است.

برای یادگیری مطلبی بایستی چهار مرحله طی بشود، شاید دانشجویی که از مقطع دبیرستان وارد رشته رادیولوژی می شود، نداند که مثلا مقاطع آگزیکال، کرونال و ساژیتال یعنی چی؟ اینها را به عنوان مثال عرض می کنم. خوب در این مرحله دانشجو در مرحله ی ناخودآگاهی و ناشایستگی است. یعنی اصلا نمی داند که چه چیزی را نمی داند. اما وقتی استاد مطلب را تدریس می کند به مرحله ی خودآگاهی و ناشایستگی می رسد یعنی می داند که چه چیزی را نمی داند و در مرحله ی ناشایستگی است و وقتی این مطالب را بارها و بارها و بارها تکرار می کند به مرحله ی خودآگاهی و شایستگی می رسد و بعد از سالیان سال، در اثر تکرار مداوم به مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی می رسد.

چرا این مطلب را گفتم؟ به این دلیل که اکثر دانشجویان عجله می کنند به خصوص وقتی در مرحله ی خودآگاهی و شایستگی هستند در این مرحله می دانند که چی را می دانند اما به مرحله ی ناخودآگاهی نرسیده اند و فقط می دانند که چی را می دانند!! ولی بعد از سالیان سال به مرحله ی ناخودآگاهی و شایستگی می رسند. خوب حالا اگر



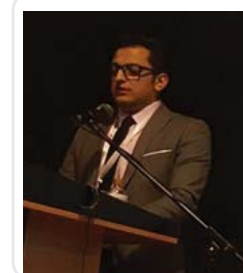
معرفی کتاب

کتاب تفسیر تصویربرداری پزشکی برای رزیدنت های طب اورژانس،
رادیولوژی، پزشکان عمومی، کارشناسان و کارشناسان ارشد تصویربرداری
پزشکی
به زودی از انتشارات اندیشه رفیع تهران



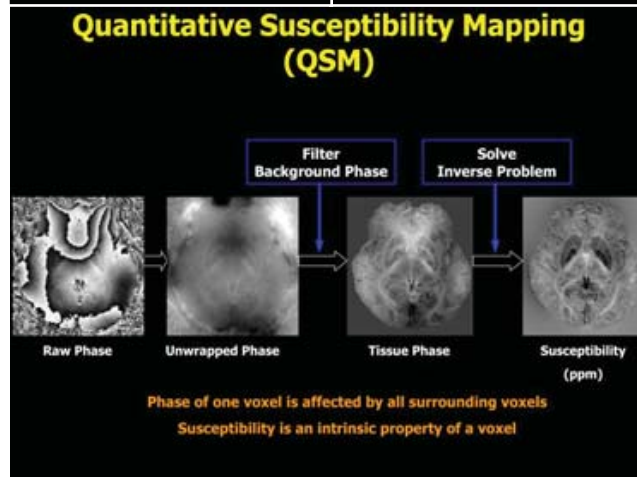
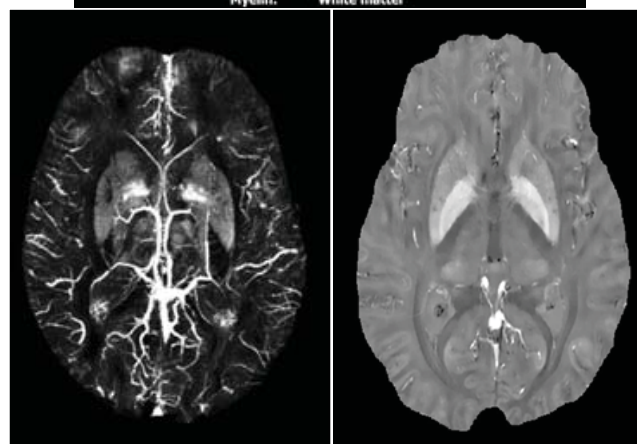
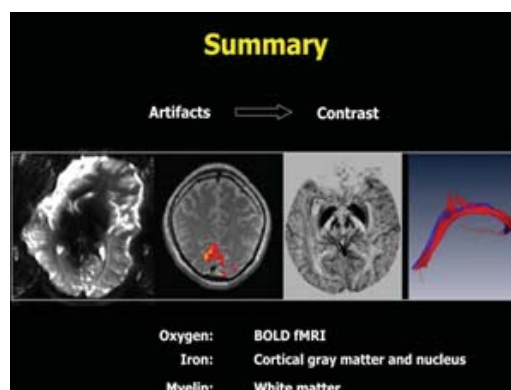
Quantitative susceptibility mapping (QSM) basic and application

Vahid Shahmaei MRI MSc student



Susceptibility-weighted imaging (SWI) is a magnetic resonance imaging (MRI) technique that enhances image contrast by using the susceptibility differences between tissues. The method enhances image contrast qualitatively, relying on phase shifts due to differences in magnetic susceptibility between tissues, however, does not provide quantitative measures of magnetic susceptibility. This limitation is currently being addressed with the development of quantitative susceptibility mapping (QSM), QSM extending SWI in an elegant way, is a new sophisticated post processing technique that numerically solves the inverse source-effect problem to derive local tissue magnetic susceptibility (source) from the measured magnetic field distribution (effect) as it is reflected in the phase images of gradient-echo sequences. To illustrate the effect of phase from susceptibility only, a flow-compensated, three-dimensional (3D), gradient echo (GRE) susceptibility-weighted imaging (SWI) sequence is used. This sequence was theoretically designed to be fully flow-compensated and tested in the case of linear flow to ensure that no phase effects from flow remained. By choosing an appropriate TE, the resulting phase images provide excellent contrast between GM, white matter (WM). QSM signal processing includes the following steps: brain mask, phase unwrapping, background field removal, Truncated K-space Inverse Filtering & Iterative K-space Updating Algorithm. With QSM being sensitive to tissue magnetic properties, paramagnetic (e.g. deoxyhemoglobin and iron storage) and diamagnetic (e.g. calcium and myelin content) substances can be visualized and quantified with higher accuracy and reliability. QSM has many potential clinical application, such as quantification of cerebral iron deposition or calcium. Excessive iron deposition in deep gray matter structure such as basal ganglia has been observed in many neurodegenerative disease including: Alzheimer's disease, Parkinson's disease, Huntington disease and multiple sclerosis (MS). Recent QSM studies largely agree that the paramagnetic susceptibility of deep brain nuclei is predominately due to iron deposition. Postmortem MRI and mass spectrometry have validated that susceptibility measured by QSM is linearly correlated with iron concentration in the deep brain nuclei. Another application of QSM is measuring calcification in intracranial arterial wall for ischemic stroke patient. Measurement of venous oxygen saturation is another application of QSM, it has been shown the change in venous oxygen saturation can be reflected by the change in susceptibility, it can be used to quantify cerebral metabolic change in stroke and other neurodegenerative disease.

Keywords: Susceptibility, magnetic resonance imaging, QSM, iron



Determination of intra-axial brain tumors cellularity through the analysis of T2 Relaxation time of brain tumors before surgery using MATLAB software

Jamil Abdolmohammadi* , Mohsen Shafiee, Fariborz Faeghi, Douman Arefan, Alireza Zali, Rouzbeh Motieci-Langroudi, Zahra Farshidfar, Ali Kiani Nazarlou, Ali Tavakkoli, Mohammad Yarham

* M.Sc. of Medical Imaging Technology (MRI), Department of Radiology, Kurdistan University of Medical Sciences

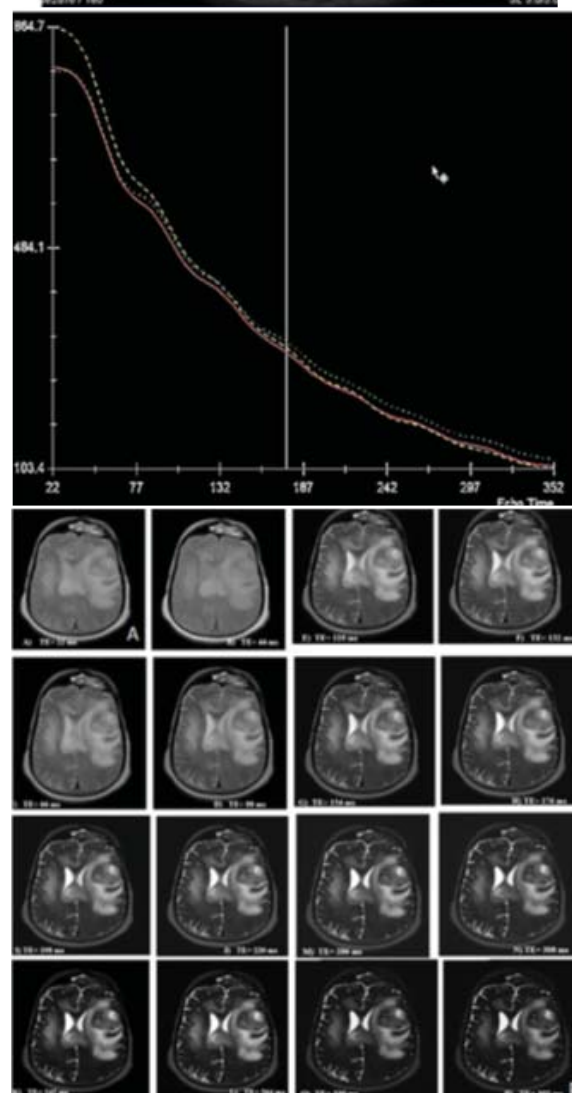
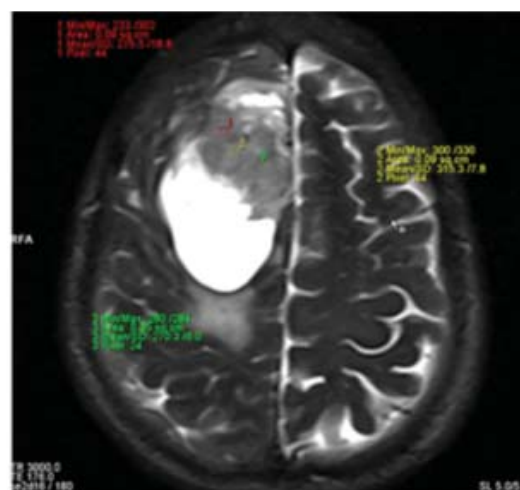
Introduction: Timely diagnosis of brain tumors could considerably affect the process of patient treatment. To do so, para-clinical methods, particularly MRI, cannot be ignored. MRI has so far answered significant questions regarding tumor characteristics, as well as helping neurosurgeons. In order to detect the tumor cellularity, neurosurgeons

currently have to sample specimens by biopsy and then send them to the pathology unit. The aim of this study is to determine the tumor cellularity in the brain.

Methods: In this cross-sectional study, 32 patients (18 males and 14 females from 18-77 y/o) were admitted to the neurosurgery department of Shohada-E Tajrish Hospital in Tehran, Iran from April 2012 to February 2014. In addition to routine pulse sequences, T2W Multi echo pulse sequences were taken and the images were analyzed using the MATLAB software to determine the brain tumor cellularity, compared with the biopsy Results: These findings illustrate the need for more T2 relaxation time decreases, the higher classes of tumors will stand out in the designed table. In this study, the results show T2 relaxation time with a 85% diagnostic weight, compared with the biopsy, to determine the brain tumor cellularity ($p < 0.05$).

Conclusion: Our results indicate that the T2 relaxation time feature is the best method to distinguish and present the degree of intra-axial brain tumors cellularity (85% accuracy compared to biopsy). The use of more data is recommended in order to increase the percent accuracy of this techniques.

Keywords: MATLAB software, T2 relaxation time, Intra-axial tumor, MRI



Investigating the Epidemiology of Patients with Intracranial Hemorrhage Caused by Head Trauma at the Khatamolanbia Hospital in Zahedan

Ali Jafarikhalil abadi, BSc student of radiology, Zahedan University of medical science
Reza Jafarkhalil abadi, MSc of Radiobiology, Kerman university of medical science

ABSTRACT

Background and Purpose: Trauma, as one of the major causes of death and disability in the world, imposes large health burden on society and the healthcare system. Unfortunately, existing Statistics are indicative of worsening this health problem. Recognition of traumas and investigation of understanding the type the occurrence of an accident will be important in the prevention, control and reduction of injuries and complications. This study was performed with the aim of examining the epidemiology of patients who had intracranial bleeding following trauma to their head.

Method: This cross-sectional study was done on patients with intracranial hemorrhage following the head trauma in the first 6 months of 2016 in Khatamolanbia hospital. Collecting information was carried out through a check list consisted of demographic data, mechanism of trauma, type of bleeding, anatomical location of the injury and final outcome of patients. Also determining the level of consciousness of the patient to evaluate the severity of developed damage was performed using the measure of Glasgow Coma Scale (GCS). Patient was under control at the hospital from admission to discharge until their destiny is revealed. Data were analyzed in Statistical software of SPSS20 and with descriptive statistics and analysis.

Results: In this study, 180 patients including 141 men (78.3%) and 39 women (21.7 percent) with intracranial hemorrhage following head trauma were studied. Most of the referred age group was People of 21-30 years (34.3 percent). The most common type of bleeding Using CT scan images was subdural hemorrhage in 69 patients (38.3%). Also, according to the obtained outcome, The most frequent site of

hemorrhage was in the parietal part of skull with 21.7% the most common cause of trauma in the patients 'head, is Traffic accidents with 67.8% and the least one is Strife and conflict with 7.2%. The mortality rate in this study is 19 patients (10.6%).

Conclusion: According to the results of this study, intracranial bleeding among the age group of 21-30 years had the highest rate. High incidence rate of head trauma due to falls, Accident, fall from height and disputes as well, should be regarded for Reviewing and Reforming the management pattern for the prevention of accidents in levels of society and Macro planning of management. Moreover, it is also necessary to consider some Programs more in boosting the level of public culture of community.

Keywords: Epidemiology, intracranial hemorrhage, trauma

Reducing Breast cancer induction risk from chest CT scanning exams

Parinaz Mehnati^{1,2}, Reza Malekzadeh^{2,3}

1. Medical Radiation Sciences Research Team, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

2. Department of Medical Physics, School of Medicine, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

3. Student research committee, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, Iran

Introduction: In Diagnostic assays of computed tomography of the lungs and heart, the sensitive breast tissue place in the main beam field, but most of the times, it is not as considered organ for diagnosis. Anatomically location of breast in the imaging field in women, particularly in reproductive age, increases the risk of cancer induction due to ionizing radiation. Using shields are one of the solutions of radiation protection. Bismuth shielding is a practical method of radiation protection due to its special characteristics that can be while maintaining image diagnostic value, reduce radiation dose received by the breast tissue. In this study, we investigated the efficiency of bismuth shields in diagnostic methods and dose reduction amount to protect the breast in chest CT scan exams. **Materials and Methods:** The published paper between 2006 and 2016 that were investigated on the bismuth shielding for breast dose reduction in computed tomography scanner types were enrolled. Bismuth from F&L Company by using two types of anthropomorphic Phantom were used. TLD dosimeters and ionization chamber in the same exposure conditions used to assess the amount of breast dose reduction.

Results: Different types of CT scanners including 16, 64 and 256 slices showed decline of breast tissue dose by the variation in the value. Average of 33, 49 and 38% dose reduction in breast tissue have been reported when using bismuth shielding in CT scans of 16, 64 and 256 slices, respectively.

Conclusion: The results indicated that the use of bismuth shielding in all CT scanners, while maintaining image quality, giving a significant dose reduction in breast. Radiation breast dose reduction, can decline the risk of breast cancer induction by radiation possible be performed with this method.

Keywords: Reduction the risk of breast cancer, reduction the dose received by breast tissue, chest CT exam, bismuth shielding.



کنفرانس یک روزه «حفاظت در روش‌های تصویربرداری پزشکی»

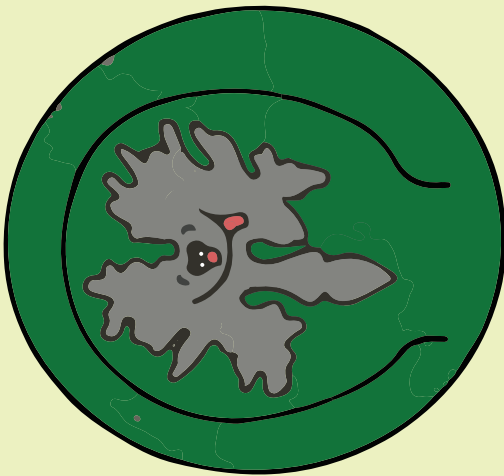
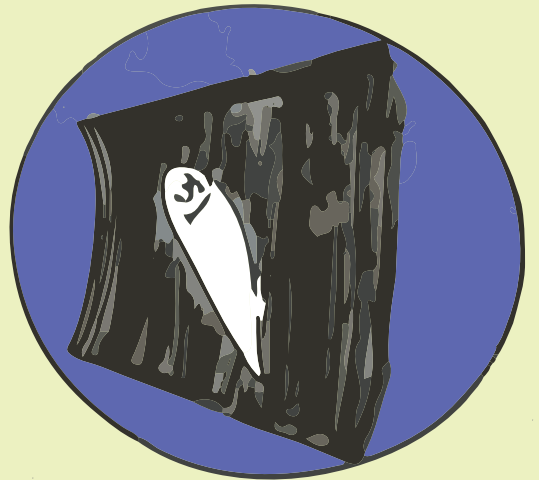
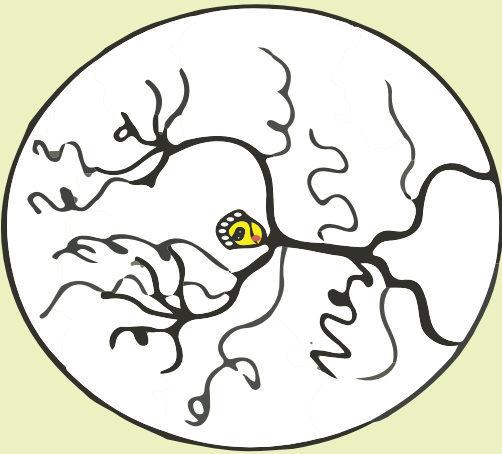
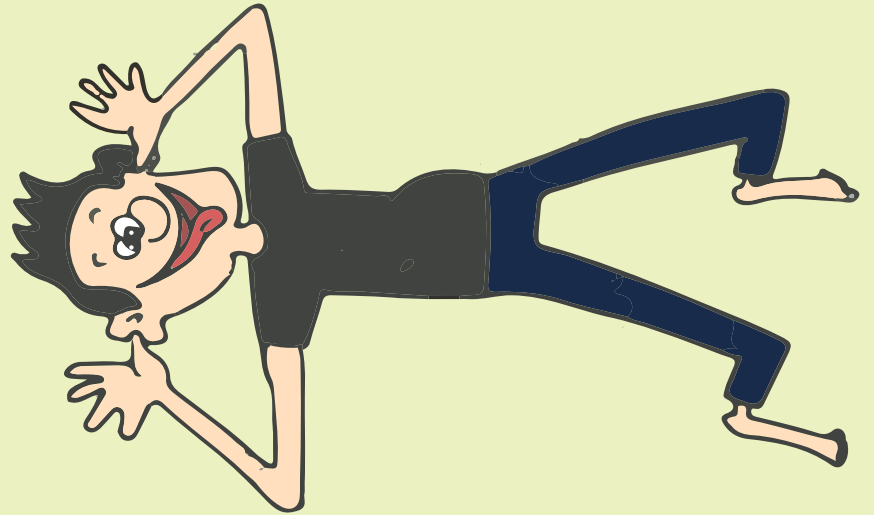
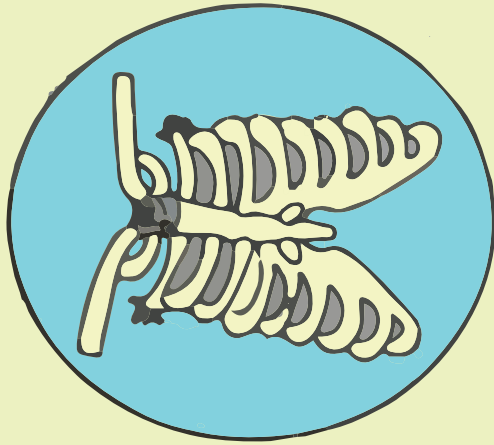
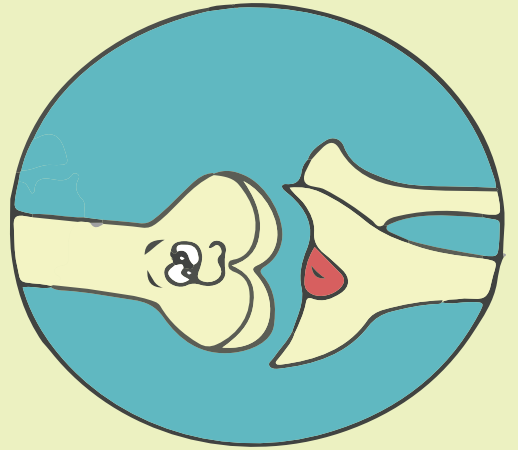
گروه‌های هدف:

کارشناسان و کارشناسان ارشد رادیولوژی، کارشناسان ارشد
رادیوبیولوژی، دکترها و کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی

مرکز توسعه و آموزش پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز

همراه با گواهی دوره بازآموزی

زمستان ۹۶



تجهيزات
پزشکی
پیشرفته



GE Healthcare