

به نام خدا



تمرین تئوری سوم تحلیل تصاویر زیست پزشکی

علیرضا دهقانپور فراشاه

۹۸۱۰۱۵۵۵

سوال یک

الف

نمودار سمت راست برای 1T و نمودار سمت چپ T2 relaxation را نمایش می‌دهد.
در نمودار 1T رنگ مشکی مربوط به Fat و رنگ آبی مربوط به Liver و رنگ قرمز مربوط به Kidney است.
در نمودار 2T رنگ بنفش مربوط به Liver و رنگ سبز مربوط به Kidney و رنگ نارنجی مربوط به چربی است.

ب

در دستگاه MRI سه coil داریم که وظیفه Gradient Coil ایجاد یک میدان مغناطیسی غیر یکنواخت است تا بتوان نواحی متفاوت بدن را عکس‌برداری کرد. Rf Coil برای ارسال موج رادیویی و دریافت اثر آن است که جریان القا شده در سیم پیچ را که طبق قانون لنز به علت تغییر شار مغناطیسی ایجاد می‌شود را detect می‌کند. Magnet نیز میدان مغناطیسی اصلی را برای همسو کردن spin اتم‌ها ایجاد می‌کند که در مرتبه‌ی چند تسلا است.

ج

کمترین خطر مربوط به Ultrasound است زیرا امواج ایجاد شده در محدوده‌ی فرکانسی صوت هستند و هیچ خطری برای انسان ندارند.
سپس MRI است زیرا از خواص مغناطیسی اتم‌ها برای عکس‌برداری استفاده می‌کند که به نسبت امواج X-ray کم انرژی‌تر است و خطر کمتری دارد ولی نسبت به امواج صوتی ممکن است بیش‌تر خطرناک باشد و قابل اطمینان نیست.
در جایگاه سوم CT است زیرا که از امواج X-ray استفاده می‌کند که ممکن است باعث جهش ژنتیکی و ایجاد سرطان شود.
بیشترین خطر برای عکس‌برداری PET است زیرا که موادی که وارد بدن بیمار می‌شود رادیواکتیو هستند و امواج پر انرژی تابش می‌کنند که ممکن است موجب ایجاد سرطان شود.

سوال دو

الف

پدیده‌ی رزونانس تشدید فرکانس چرخش زاویه‌ای spin اتم‌های هیدروژن است که زمانی که اتم‌ها همسو با میدان مغناطیسی بیرونی می‌شوند، در اثر تابش موج رادیویی با فرکانسی مشخص که از رابطه زیر بدست می‌آید اتم‌ها شروع به چرخش زاویه‌ای می‌کنند که باعث ایجاد میدان مغناطیسی می‌شود.

$$\omega = \gamma B \Rightarrow \omega = 42.58 \text{ MHz/T} \times 2T = 85.16 \text{ MHz}$$

ب

مزیت نسبت به میدان ثابت این است که می‌توان نواحی مختلف مثلاً مغز را با فرکانس‌های متفاوتی excite کرد و در نتیجه می‌توان میان این نواحی برای عکس‌برداری تمایز قائل شد. برای 1=z که میدان آن ناحیه می‌شود T2.05 کافی است از فرکانس زیر برای رزونانس استفاده کنیم.

$$\omega = 42.58 \text{ MHz/T} \times 2.05T = 87.289 \text{ MHz}$$

با تابیدن موج رادیویی با این فرکانس نواحی مربوط به سطح 1=z را تشدید می‌کنیم و جریان sense شده در Rf Coil مربوط به این سطح خواهد بود و می‌توان تصویر برداری کرد.

ج

حداکثر زمانی است که cosine برابر با یک باشند

$$\begin{aligned} N \cdot \gamma B \cdot \sin(\theta) \cdot \cos(\omega t) &= 10^8 \times 42.58 \text{ MHz/T} \times 2T \times 0.5 = \\ &= 42.58 \times 10^{14} \text{ Hz} \end{aligned}$$

(i) در این روش به طور عمده از C با عدد جرمی 13 استفاده می شود و این روش به طور کلی SNR را نسبت به روش عادی افزایش می دهد. علت استفاده از این ماده امکان hyperpolarization این ماده است با روش Dynamic nuclear polarization.

(ii) با استفاده از تکنیک DNP که در بالا نام برده شد این امکان میسر می شود. hyperpolarization سیگنال ناشی از این مولکول را در رزونانس مغناطیسی با افزایش قطبش اسپین افزایش می دهد. فناوری hyperpolarization در حال حاضر برای مولکولهای درونزا به کار می رود که می توانند به صورت ایزوتوپ غنی شده و هیپرپلاریزه شوند تا signal to noise ratio را به طور چشمگیری افزایش دهند و امکان نظارت realtime متابولیسم آنها را فراهم کنند. این تکنیک در دماهای بسیار پایین و میدان مغناطیسی قوی انجام می شود سپس با افزایش دمای آن محلول را برای تزریق آماده می کنند.

(iii) از این روش برای بررسی متابولیسم یک ناحیه استفاده می شود. در ابتدا برای اولین برای بررسی سرطان پروستات در یک فرد در کالیفرنیا از این روش استفاده شد. این روش اجازه می دهد تا در داخل بدن فرایندهای متابولیکی با واسطه آنزیم مربوط به بیماری های انسانی را بررسی کرد.

(iv) این روش از مواد پرتوزا و رادیواکتیو استفاده نمی کند ولی PET به دلیل استفاده از این مواد خطرناک است. یک مزیت دیگر این روش این است که با تزریق همزمان چند ماده با ویژگی هایی مانند C13 می توان همزمان چند متابولیسم را عکس برداری کرد. همچنین در بخش دوم این سوال گفته شد که این روش امکان مشاهده realtime متابولیسم را نیز فراهم می کند.

از معایب این روش می توان به sensitivity پایین این روش نسبت به PET اشاره کرد. در روش PET در cellular level توانایی مشاهده متابولیسم وجود دارد ولی در این روش این مشاهده میسر نیست.

ب

بازیابی وارونگی ضعیف شده سیال (FLAIR) یک توالی inversion recovery خاص با زمان inversion طولانی است. در این روش با طولانی شدن 2T امکان تشخیص ضایعات سطحی مغز را فراهم می کند. دنباله Flair شبیه یک تصویر با وزن 2T است با این تفاوت که زمان های TE و TR بسیار طولانی هستند. با انجام این کار، ناهنجاری ها روشن باقی می ماند اما مایع CSF طبیعی ضعیف شده و تیره می شود. این توالی تمایز بین CSF و یک ناهنجاری را بسیار آسان می کند. با انتخاب دقیق زمان وارونگی (TI)، سیگنال هر بافت خاص را می توان باطل کرد. TI مناسب از طریق فرمول به بافت بستگی دارد:

$$TI = \ln(2) \cdot T_1,$$

به عبارت دیگر، معمولاً باید از TI حدود 70 درصد از مقدار 1T استفاده کرد. با این روش سیگنال مایع مغزی نخاعی (CSF) را سرکوب (تیره می کند)، بنابراین ضایعات نزدیک به CSF مانند ضایعات قشر مغز را به وضوح نشان می دهد.

الف

اثر داپلر، تفاوت ظاهری بین فرکانس خروج امواج صوت یا نور از منبع و فرکانسی است که گیرنده دریافت می‌کند و ناشی از حرکت نسبی گیرنده و منبع موج است. این پدیده در اندازه‌گیری‌های نجومی، و در رادار و ناوبری مدرن استفاده می‌شود. رابطه‌ی آن در تصویر زیر آورده شده است.

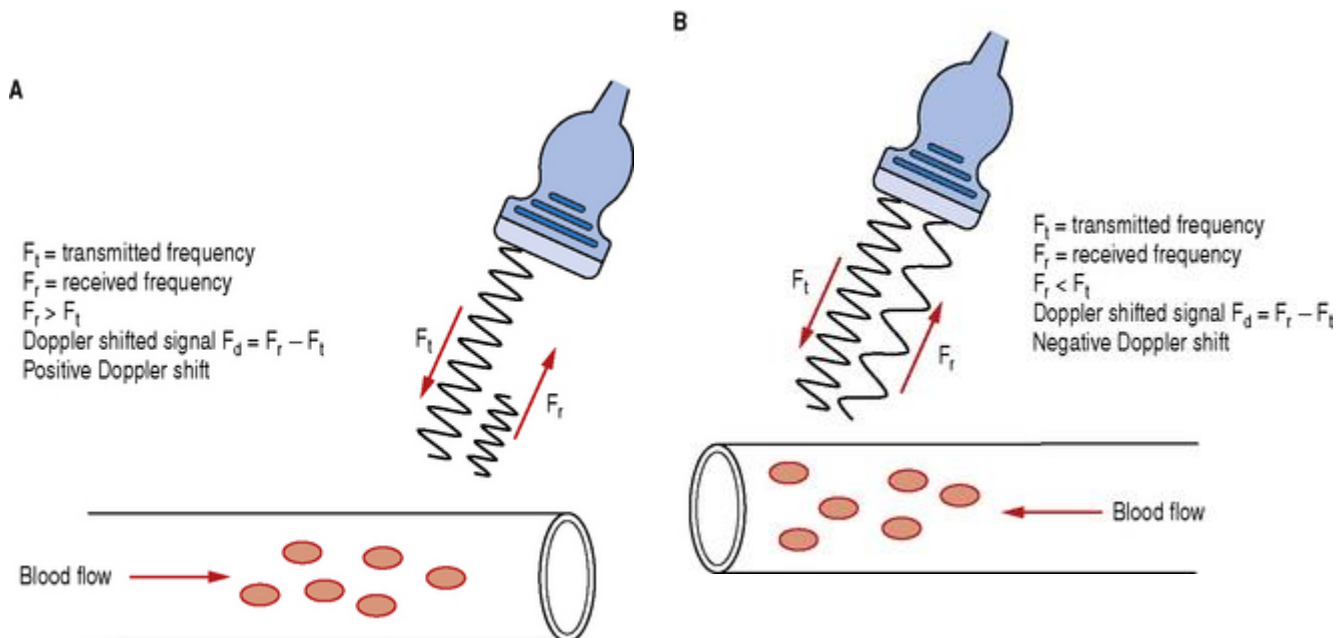
$$f_o = \frac{v + v_o}{v + v_s} f_s$$

در رابطه بالا f_o فرکانس گیرنده یا observer است و f_s فرکانس منبع است. v سرعت موج و v_o سرعت گیرنده و v_s سرعت منبع است.

ب

در سونوگرافی عادی از امواج صوتی منعکس شده به جای تابش استفاده می‌کند تا به ایجاد تصاویری از اندام‌ها و بافت‌ها منجر شود. از آنجایی که قرار گرفتن در معرض اشعه وجود ندارد، سونوگرافی بهترین روش تصویربرداری از جنین است. سونوگرافی داپلر یک تصویربرداری است که از امواج صوتی برای نشان دادن حرکت خون در رگ‌ها استفاده می‌کند. یک سونوگرافی معمولی همچنین از امواج صوتی برای ایجاد تصاویری از ساختارهای داخل بدن استفاده می‌کند، اما نمی‌تواند جریان خون را نشان دهد.

سونوگرافی داپلر با اندازه‌گیری امواج صوتی که از اجسام متحرک مانند گلبول‌های قرمز منعکس می‌شوند، کار می‌کند. تصویر زیر نشان‌دهنده این اثر در این تصویربرداری است. تغییر فرکانس موج دریافت شده سرعت خون را مشخص می‌کند.



ج

$$F_d = \frac{2F_t V \cos \theta}{c}$$

بنابراین

$$f_d = \frac{2 \times 2.5 \times 3}{300} = 0.05 \text{ MHz}$$

$$f_r = f_d + f_t = 2.5 + 0.05 = 2.55 \text{ MHz}$$

سوال پنج

الف

زمانی که موج ultrasound به ناحیه‌ای مانند مجسمه برخورد کند این امواج بازتابیده می‌شوند و در ادامه این بخش‌ها در تصویر سایه تشکیل می‌شود. این ایراد در این نوع تصویر برداری وجود دارد و در تصاویر چنین در ادامه مجسمه آن کاملاً مشهود است.

ب

این مدل از یک Encoder و یک Decoder استفاده می‌کند به این صورت که عکس ورودی که یک ماتریس بین ۰ و ۱ در ابعاد HW است به Encoder داده می‌شود و خروجی Encoder یک بردار m بعدی است. سپس این بردار به Decoder داده می‌شود و خروجی آن یک تانسور به ابعاد $2 \times H \times W$ است که یک عکس shadow و یک عکس تصویر clean را نشان می‌دهد. هر پیکسل عکس سایه یک عدد بین ۰ و ۱ است که هرچه به یک نزدیک‌تر باشد یعنی شدت سایه کمتر است و سایه وجود ندارد. این مدل هم نواحی سایه را تشخیص می‌دهد هم شدت هر ناحیه را. برای استفاده از مدل کافی است عکس را به مدل بدهیم و خروجی Decoder که تصویر سایه و اصلی است را استفاده کنیم. ادامه مدل برای زمان آموزش است تا با ضرب element wise دو تصویر اصلی را بازسازی کند.

ج

همانطور که در مقاله گفته شده است استفاده تنها از MSE که در مقاله تحت عنوان Reconstruction Loss آورده شده است کافی نیست زیرا مدل نیازی نداره نواحی سایه را یاد بگیرد و صرفاً سعی می‌کند دو تصویر که حاصل ضربشان تصویر اصلی است را یاد بگیرد. علت آن هم این است که در این loss صرفاً بازسازی تصویر مد نظر است و نه یادگیری سایه.

د

$$L = \lambda_1 L_{recon}(x, \hat{x}) + \lambda_2 L_{synth}(s, \hat{s}) + \lambda_3 L_{reg}(\hat{s}) \quad (۱)$$

عبارت اول جمع وزن‌دار سه Loss استفاده شده در آموزش مدل است.

$$L_{recon}(x, \hat{x}) := \frac{1}{HW} \sum_{h=1}^H \sum_{w=1}^W (\hat{x}_{hw} - x_{hw})^2 \quad (۲)$$

عبارت دوم همان Reconstruction Loss است که برای بازسازی تصویر اصلی به وسیله متغیر latent استفاده می‌شود. در واقع این همان MSE است که سعی می‌کند حاصل ضرب element wise عکس سایه و عکس clean شبیه با عکس ورودی باشد.

$$L_{synth}(s, \hat{s}) := \frac{1}{HW} \sum_{h=1}^H \sum_{w=1}^W 1[s_{hw} \neq 1](\hat{s}_{hw} - s_{hw})^2 \quad (۳)$$

برای آموزش مدل از تعداد زیادی عکس بدون label استفاده شده است که با یک عکس سایه ساختگی ترکیب می شود و به مدل داده می شود. برای این که مدل بتواند نواحی سایه درون عکس را یاد بگیرد از این عکس های ساختگی و خروجی Decoder در این loss استفاده می شود. در این loss در نواحی که در عکس ساختگی سایه ایجاد کردیم سعی می شود اختلاف مقدار سایه با خروجی پیش بینی شده توسط مدل نزدیک شود. توجه کنید که از تمامی پیکسل های خروجی تصویر و سایه برای این loss استفاده نمی شود که علت آن در مقاله گفته شده است و در بخش بعدی به آن می پردازیم.

$$L_{reg}(\hat{s}) := \frac{1}{HW} \sum_{h=1}^H \sum_{w=1}^W |\hat{s}_{hw} - 1| \quad (4)$$

همانطور که گفته شد در عبارت سوم فقط از سایه های ساختگی برای loss استفاده می کنیم. برای جلوگیری از اینکه مدل اکثر نواحی را سایه تشخیص دهد این loss به عنوان regularizer استفاده می شود تا اکثر نواحی به طور پیش فرض روشن باشند و نزدیک یک باشند که معنی عدم وجود سایه است. اگر این عبارت به loss اضافه نشود خروجی مدل اکثراً تاریک می شود و نواحی زیادی را سایه تشخیص می دهد. بنابراین این عبارت یک regularization انجام می دهد که سبب می شود اکثر نواحی به طور پیش فرض عدم سایه باشد.

ه

$$L_{synth}(s, \hat{s}) := \frac{1}{HW} \sum_{h=1}^H \sum_{w=1}^W (\hat{s}_{hw} - s_{hw})^2 \quad (5)$$

همانطور که در مقاله گفته شده است اگر از تابع بالا به عنوان loss استفاده شود باعث می شود تا نواحی سایه که در عکس اصلی ما وجود دارند و ساختگی نیستند به طور پیش فرض عدم سایه در نظر گرفته شوند و این آموزش مدل را دچار چالش خواهد کرد. زیرا بخش هایی وجود دارند که دارای سایه هستند ولی در label نیستند و با در نظر آن نواحی به عنوان عدم سایه باعث می شویم مدل خروجی است ناپایدار و نادرست شود.

در واقع با استفاده از رابطه ۳ به عنوان loss فقط خروجی مدل را در نواحی که خودمان سایه ایجاد کردیم و از وجود سایه مطمئن هستیم ارزیابی می کنیم و راجب سایر نواحی و سایه هایی که در تصویر اصلی وجود داشته اند تصمیمی نمی گیریم که مدل را به صورت weakly supervised آموزش می دهد در واقع زیرا که تمامی سایه های درون تصویر label ندارند.

سوال شش

الف

این پدیده زمانی رخ می‌دهد که یک electron و یک positron در انرژی کم به یکدیگر برخورد کنند که نتیجه آن می‌شود ایجاد و تابش دو فوتون در خلاف جهت یکدیگر. طبق قانون بقای انرژی، جرم آنها به دو فوتون گاما با انرژی حدود 511 کیلو الکترون ولت و در دو جهت مخالف تبدیل می‌شود. $\gamma + \gamma \rightarrow e^- + e^+$ در جایی که e^- الکترون است، e^+ پوزیترون و γ پرتوهای گاما ساطع شده هستند.

ب

جرم الکترون: $9.109 \times 10^{-31} \text{ kg}$

هر الکترون ولت معادل $1.6 \times 10^{-19} \text{ J}$

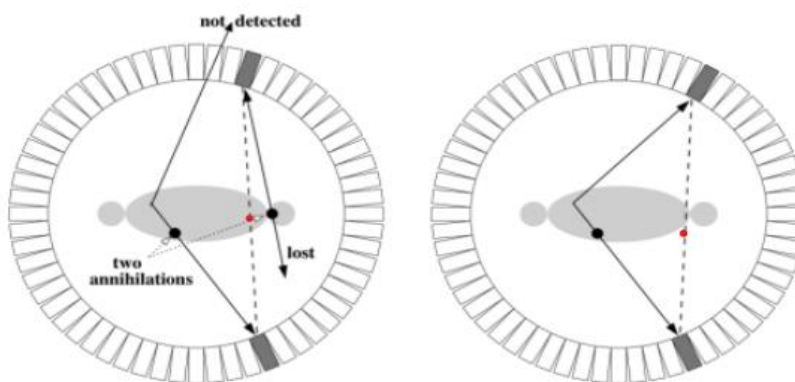
$$E = mc^2 = 9.109 \times 10^{-31} \times (3 \times 10^8)^2 = 8.2 \times 10^{-14} \text{ J}$$
$$8.2 \times 10^{-14} \text{ J} \times \frac{1 \text{ eV}}{1.6 \times 10^{-19} \text{ J}} = 5.125 \times 10^5 \text{ eV} = 512.5 \text{ keV} \approx 511 \text{ keV}$$

ج

$$c \times 1 \text{ ns} = 2d \Rightarrow d = \frac{3 \times 10^8 \text{ m/s} \times 10^{-9} \text{ s}}{2} = 0.15 \text{ m}$$

د

همانطور که در شکل مشخص است می‌توان گفت در کل سه حالت وجود دارد. حالت اول همان حالت سوال بخش قبل است که True Coincidence نام دارد و در این حالت مکان annihilation با دقت خوبی درست تعیین می‌شود. حالت دوم Random Coincidence نام دارد که در شکل سمت چپ قرار دارد. این حالت زمانی رخ می‌دهد که دو فوتون که از یک رویداد annihilation یکسان به وجود نمی‌آیند، روی آشکارسازها در پنجره زمانی سیستم برخورد می‌کنند. حالت سوم Scattered Coincidence نام دارد که در شکل سمت راست آمده است. این پدیده‌ای است که در آن حداقل یکی از فوتون‌های شناسایی شده حداقل یک رویداد پراکندگی کامپتون را قبل از تشخیص تجربه کرده باشد. این اتفاق به علت انرژی بالای positron می‌تواند رخ دهد. نقاط قرمز رنگ مکان تقریبی تشخیصی است.



منبع:

https://depts.washington.edu/imreslab/from%20old%20SITE/pet_intro/intro_src/section2.htm

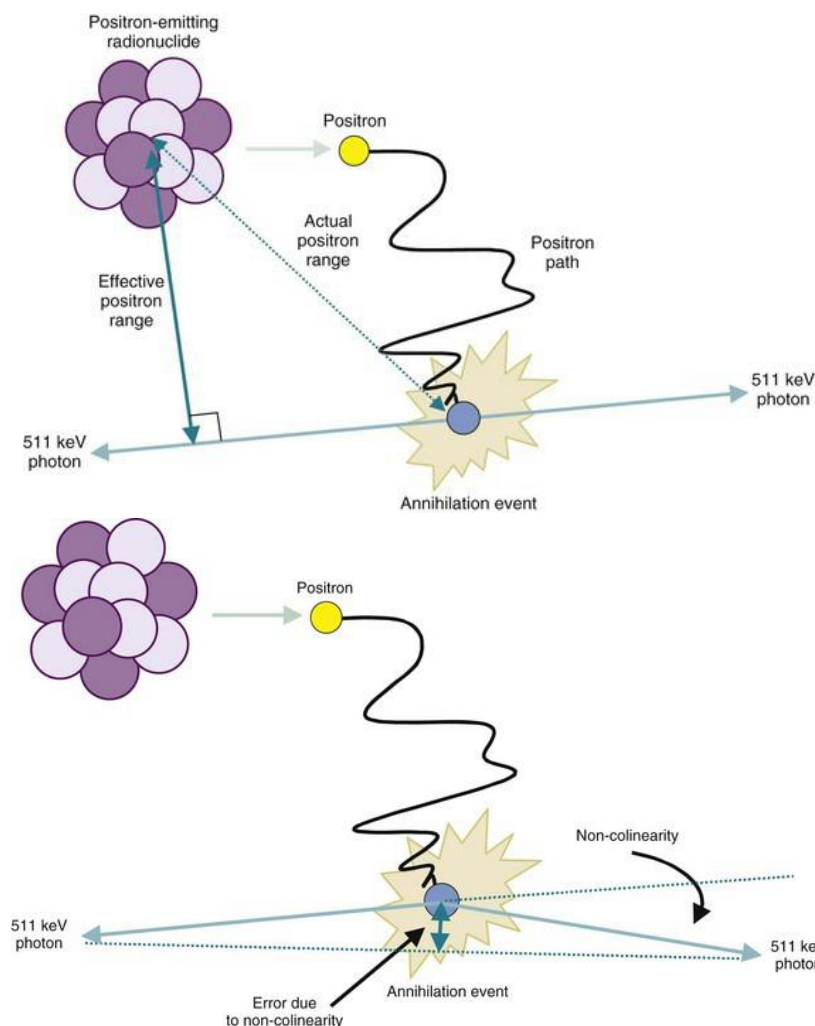
سوال هفت

الف

پوزیترون قبل از annihilation به دلیل داشتن انرژی حرکتی مسیری را طی می کند که فاصله این مسیر طی شده تا خط detect شده توسط دریافت کننده را positron range می نامند. در تصویر زیر effective positron range و actual positron range در شکل مشخص شده اند.

طول این مسیر در محدوده چند میلی متر تا یک میلی متر است که وابسته به انرژی حرکتی آن است و در تصویر نهایی سبب blur شدن تصویر می شود.

از آنجایی که مقداری تکانه باقیمانده مرتبط با پوزیترون وجود دارد، دو فوتون annihilate شده دقیقاً در 180 درجه ساطع نمی شوند، اما با انحراف جزئی دو آشکارساز این فوتون ها را در یک خط مستقیم شناسایی می کنند که حدوداً $\pm 0.25^\circ$ درجه از خط اصلی منحرف است.

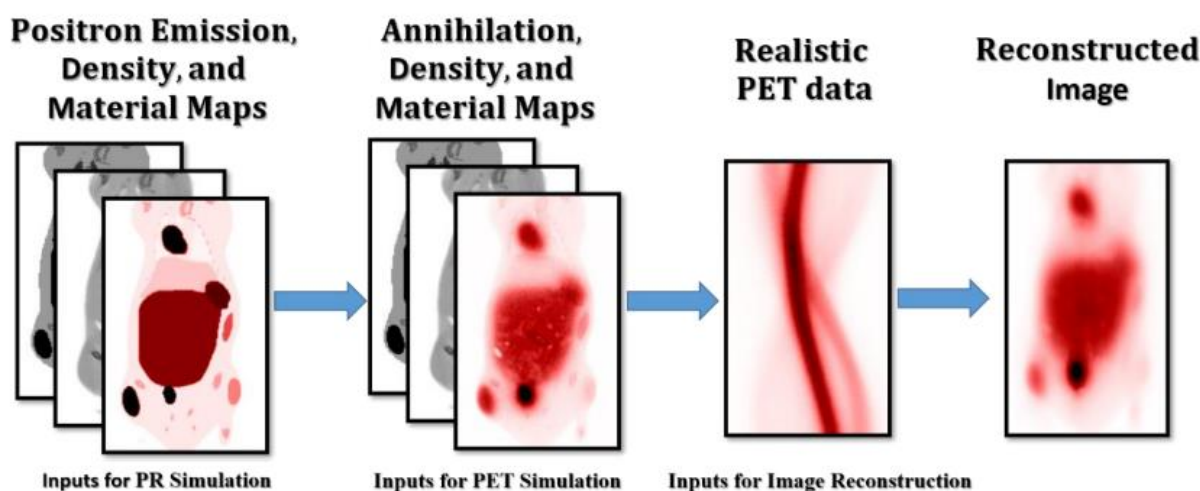


منبع: <https://radiologykey.com/positron-emission-tomography>

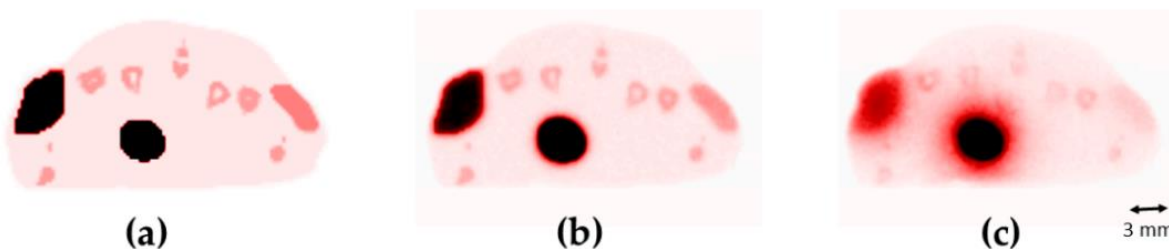
ب

در این مقاله گفته شده است عکس برداری هایی که با ماده Ga انجام می شود به علت kinetic انرژی بالا blur زیادی دارند و باید اصلاح شوند.

در این مقاله از معماری U-Net برای اصلاح positron range استفاده شده است. در مقاله گفته شده است از یک شبیه ساز به نام PenEasy استفاده شده است که positron range را شبیه سازی می کند. پایپلاین زیر نمایش دهنده تولید نمونه های شبیه سازی شده است که با ورودی دادن یک positron emission density به شبیه سازی PenEasy یک annihilation density خروجی می گیرند و سپس با استفاده از این annihilation density و یک نمونه واقعی یک نمونه بازسازی شده از عکس ورودی به شبیه ساز بدست می آورند و به این ترتیب کمبود داده را جبران می کنند.

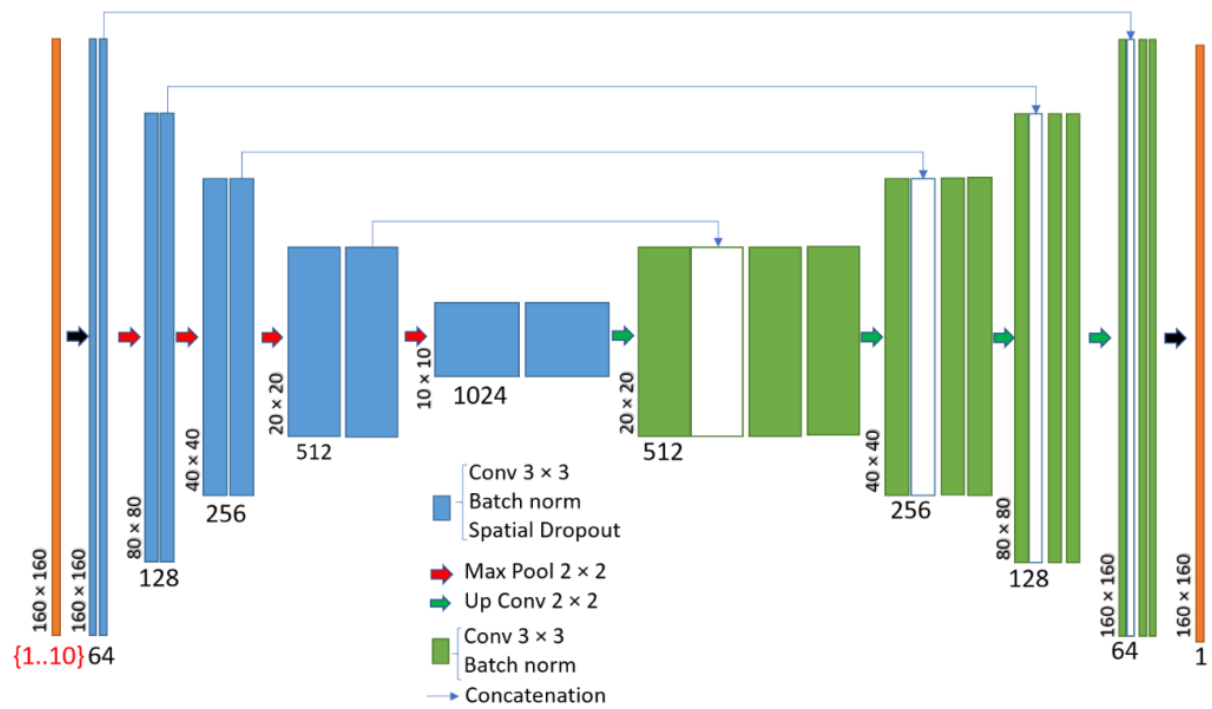


در تصویر زیر یک نمونه شبیه سازی شده برای دو ماده Ga و F را مشاهده می کنید.



برای آموزش این شبکه U-Net از slice های شبیه سازی شده برای Ga به همراه عکس CT است و خروجی مدنظر شبکه عکس شبیه سازی شده برای ماده F است.

در مورد ساختار شبکه عصبی طبق گفته مقاله از معماری آماده U-Net در tensorflow استفاده شده است و معماری کلی آن در تصویر صفحه بعد آورده شده است. در این معماری در هر مرحله بر روی تصویر چند لایه CNN زده می شود و با Max Pool ابعاد feature map کوچک می شود تا به اطلاعات در نواحی مختلف عکس همزمان توجه شود. سپس در ادامه با Up Convolution بردار کوچک شده به ابعاد خود عکس باز می گردد و در هر مرحله feature map لایه های قبلی با feature map فعلی concat می شود تا اطلاعات از دست رفته هنگام Max Pool به تصویر بازگردد.



آموزش شبکه با Optimizer آدام به learning rate=0.001 انجام شده است و برای Loss نیز از نرم یک بردار عکس تولید شده توسط شبکه و عکس شبیه سازی شده از ماده F استفاده شده است.

توضیحات

در سوالات ۳ و ۴ و ۵ و ۷ با ایشیا سلطانی به شماره دانشجویی 98109623 همفکری انجام شده است.