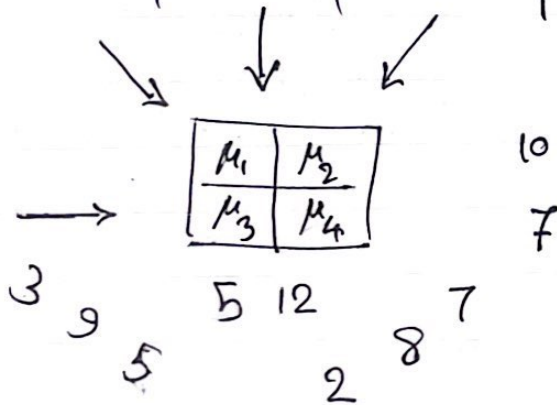


سوال ① :

الف)

| زاویه | r=0 | r=1 | r=2 |
|-------|-----|-----|-----|
| 0     | 10  | 7   | —   |
| 45    | 7   | 8   | 2   |
| 90    | 12  | 5   | —   |
| 135   | 5   | 9   | 3   |



$$\begin{array}{c|c} 10+8+5+3 & 10+7+12+9 \\ \hline 7+2+5+9 & 7+8+12+5 \end{array}$$

↓

$$(N-1)\mu(m,y) + \iint \mu(m,y) dm dy$$

$$\begin{array}{c|c} 26 & 38 \\ \hline 23 & 32 \end{array} \quad \begin{array}{c} - \sum_{k=1}^4 \mu_i \\ - 17 \end{array} \quad \begin{array}{c|c} 9 & 21 \\ \hline 6 & 15 \end{array}$$

$$\begin{array}{c|c} 3 & 7 \\ \hline 2 & 5 \end{array} \quad \begin{array}{c} \div (N-1) \\ \div 3 \end{array}$$

ب) اگر این تعداد بدست آمده به واحد  $\text{Hounsfield}$  باشد در اینفورم چون اعداد نزدیک صفر و کوچک تر از ۱۵ می باشد پس احتمالاً آب است. اما اگر این اعداد را بخواهیم به استخوان و هوا نسبت بدهیم، احتمال عدد بزرگ یعنی ۴۰۰ استخوان و عدد کوچک ۲ مربوط به هوا باشد.

ج) فرآیند  $\text{back projection}$  به تنهایی می تواند از سیگنال محاسباتی سنگین باشد و در نتیجه با سرعت کمی داشته باشد بویژه برای ریزاست های بزرگ. این فرآیند می تواند باعث ایجاد نویز و  $\text{artifact}$  در عکس بازسازی شده شود همچنین باعث محو شدن ~~جزئیات~~ جزئیات می شود. در نتیجه پایش آمدن کیفیت عکس شود این فرآیند نیاز به ذخیره کردن  $\text{projection}$  های تولید شده در محوری است که این مورد نیاز به محوری قابل توجه خواهد داشت. پس از لحاظ سرعت، کند است و همچنین  $\text{noise}$  ایجاد کرده و به محوری زیاد نیاز دارد.

سوال (۲) :

الف) در تصویربرداری  $\text{MRI}$ ، امواج الکترومغناطیسی از جنس امواج رادیویی تابش می شود و ماده ها و بافت ها با توجه به اینکه امواج را جذب کرده و محوری که بازتاب می کنند باعث تشکیل آن هلی شود.

هسته اتم ها موج رادیویی را جذب کرده و تحت میدان مغناطیسی یک رفتار می نشان می دهند و این رفتار باعث می شود یک موج رادیویی در جواب تولید کرده و  $\text{sense}$  شود. و چون مترال های مختلف واکنش های مختلف نشان می دهند باعث  $\text{contrast}$  می شود.

ب) اگر  $\omega = 0$  فرض کنیم. یعنی اینکه  $\text{rotative frame}$  داشته باشیم و سرعت زاویه ای موثر اتم نیست به  $\text{frame}$  صفر باشد.

$$S(t) = A \cos(\omega t) e^{-t/T_2} = e^{-t/T_2} \quad \text{انگاه}$$

در اینفورم  $\text{cos wt}$  حذف شده و فقط امواج مربوط به بافت را خواهیم داشت.



$$B = 2.6 + 0.3Z, Z = 2 \Rightarrow B = 2.6 + 0.6 = 3.2 \text{ T}$$

$$\omega = \gamma B = 42.5 \frac{\text{MHz}}{\text{T}} \times 3.2 \text{ T} = \underline{136 \text{ MHz}}$$

$$S(t) = N \sin(\theta) \gamma B \cos(\omega t) e^{-t/T_2}$$

$$\text{max}(S(t)) = N \sin(\theta) \gamma B \cos(\omega t) = N \sin(\theta) \omega$$

$$\text{max}(S(t)) = 10^7 \sin(\theta) 136 \times 10^6 = 68 \times 10^7 \times 10^6 \text{ Hz}$$

$$\sin(\theta) = \frac{68}{136} = \frac{1}{2} \Rightarrow \theta = \begin{cases} 30^\circ \\ 150^\circ \end{cases}$$

$$\begin{matrix} N_0 & N_1 & N_2 & L_3 & N_3 \\ \rightarrow \mu_1 & \rightarrow \mu_2 & \rightarrow \mu_3 & & \\ \downarrow L_1 & \downarrow L_2 & & & \end{matrix}$$

$$N_1 = N_0 e^{-\int_0^{L_1} 2n^2 dn} = N_0 e^{-\frac{2}{3} L_1^3}$$

$$N_2 = N_1 e^{-\int_0^{L_2} (n+3) dn} = N_1 e^{-\left(\frac{L_2^2}{2} + 3L_2\right)}$$

$$N_3 = N_2 e^{-\int_0^{L_3} \frac{1}{n^2+1} dn} = N_2 e^{-\arctan(L_3)}$$

$$N_3 = N_1 e^{-\left(\frac{L_2^2}{2} + 3L_2\right) - \arctan(L_3)}$$

$$\Rightarrow N_3 = N_0 e^{-\frac{2}{3} L_1^3 - \left(\frac{L_2^2}{2} + 3L_2\right) - \arctan(L_3)}$$

1- این روش این پتانسیل را دارد که مدت زمان اسکن را کاهش دهد. در نتیجه سرعت را افزایش می دهد.  
زمان مورد نیاز برای اسکن PET کل بدن در محدوده 20 تا 45 دقیقه است. اما با سیستم سرعت اسکن دیجیتال PET/CT 20 تا 30 ثانیه به ازای اسکن کل بدن است.

2- الف) ورودی شبکه دو عکس سه کاناله ترکیب شده (در مجموع 6 کانال) از عکس های PET و CT است. البته مدل Mq فقط عکس PET را به عنوان ورودی می گیرد. (Full Time PET)  
خروجی شبکه یک عکس PET FDG است که در حالت عادی در زمان 20 تا 45 دقیقه گرفته می شود.

ب) از یک مدل GAN استفاده کردن بنام  $pix2pix_{HD}$ .

این مدل تغییر یافته مدل  $pix2pix$  است، که از 2 generator و یک multi-scale discriminator که 3 discriminator بر روی scale های متفاوت عکس اجرا می کند، استفاده می کند.

ج) در ارزیابی، هر 3 مدل بر روی Study 200 ست با استفاده از متریک های Structural Similarity Index Measure (SSIM)، Peak Signal to Noise Ratio (PSNR)، و SUV-base Mean Absolute Error (MAE) ارزیابی شدند.



(4) ج. سپس 50 study از 200 تا 1 یک یک مشخص  
صورت دستی Segment می کنند. هم عکس FullTime PET هم  
عکس Synthetic PET مدل توسعه مشخص Segment  
می شوند. هم این ها باعث ایجاد 50 Segmentation mask  
برای FullTime PET و همچنین 50 Segmentation mask برای  
Synthetic PET می شود.

در مرحله آخر Segmentation های آماده شده برای ارزیابی بهترین مدل  
استفاده می شود. به این صورت که mask های مربوط به FullTime PET  
و Synthetic PET براساس Intersection over Union (IoU)  
مقایسه می شوند.

نتایج نشان می دهد که مدل  $M_3$  که ورودی دو تایی PET و CT را می گیرد  
و از group convolution استفاده می کند، از بقیه بهتر عمل می کند.

⑥ ۱- وقتی شبکه عصبی عمیق در معرض نویز قرار بگیرد باعث ایجاد

تشخیص غلط کلاس و نتیجه نادرست می شود. محققان نویز در تصاویر

بزرگتر به احتمال زیادی وجود دارد و جدا شدن سیگنال ها مانند motion artifacts

هر چیزی مخربی که در فریم adversarial attack بخواهد اجرا شود باید توسط

CAD (Computer Aided diagnostic) جلوگیری شده و راکله مقابله با

آن انجام شود. در این صورت در هنگام رخداد هر attack با داده

نویزی، شبکه عمیق Flexible بوده و نتیجه درستی پیش بینی می کند.

و user trust ایجاد می کند.

۲- یکی از چالش ها این است که باید به درستی توسط متخصصان annotate

شوند. برای جمع آوری داده نیاز به هزینه و وقت زیاد داریم.

همچنین به این دلیل داده های پزشکی annotated بزرگ در دسترس

نیست.

یکی از راه حل برای این موضوع تولید داده های ساختگی است که مثلا

از طریق روش image data augmentation با دستکاری داده های

original درست می آید.



روش‌های basic برای augmentations، translation، flipping، jittering، random rotate، random crop، ...

3- یادگیری عمیق و شبکه عصبی مانند یک black box است و استفاده

از این روش در درمان، تشخیص، پیش‌بینی یا محل جراحی بیماری‌های مزمن باعث ایجاد نگرانی‌های متعدد در افراد می‌شود و چون معیارهای مانند accuracy، precision و قابلیت (دستکاری و تغییر دهنده) پس‌گاز برایان اعتمادی به این معیارها نمی‌کنند و نیاز به استفاده از XAI است تا پیش‌بینی و تشخیص را برای استفاده کنندگان قابل فهم کنیم. یکی از ~~از~~ چیزهایی که قابل فهم تر می‌کند، اطلاعات visual است. توضیح پذیری visual خیلی بیشتر از معیارهای کمی عددی دارای information است.

از الگوریتم‌های visual می‌توان Local Interpretable - Model Agnostic Explainer (LIME)

class activation maps (CAM)، gradient-based class activation maps

و deconvolution technique

4. model agnostic یک مدل مستقل از model architecture

است و سطح بالایی از flexibility را می‌کند و یک ارزیابی برای

نوع‌های مختلف معماری‌های AI ارائه می‌دهد.

model-specific یک مدلی است که بر اندازه model agnostic

نمی‌تواند صرف بزرگی از مدل‌های یادگیری عمیق را توضیح دهد اما

توضیحاتش خیلی دقیق و مشخص‌تر از model-agnostic

است.

از منظر model agnostic، flexible تر بودن است که می‌تواند

روی صرف‌نمایی از مدل‌ها استوار شود و همچنین آسان‌تر قابل

توضیح به غیرمتخصص‌ها است. اما نمی‌تواند به‌طور خاص چیزی مانند

model-specific توضیح (اندازه مدل باشد).

model-specific می‌تواند توضیحات خاص و دقیق‌تر مدل را ارائه کند ولی از

طرف نیاز به تلاش بیشتر برای پیاده‌سازی دارد و کمتر برای بقیه مدل‌ها

قابل استفاده است.