



پردازش سیگنال دیجیتال برای تصویربرداری پزشکی با استفاده از متلب

دکتر ای. اس. گوپی

مترجم:

مهندس علی پولادی

فهرست مطالب

۱- تبدیل رادُن.....	۷
۱.۱ مقدمه ای بر توموگرافی کامپیوتری (CT).....	۹
۱.۲ پرتو دهی پرتوی موازی.....	۹
۱.۲.۱ اجرای گسسته (۱.۱۵).....	۱۲
۱.۳.۱ رابطه بین پرتو موازی و طرح ریزی باریکه پره ای.....	۱۸
۱.۳.۲ اجرای گسسته (۱.۲۵).....	۲۲
۲- تصویربرداری تشدید مغناطیسی.....	۳۳
۲-۱- معادله بلوخ.....	۳۵
۲.۲ توضیح در مورد معادلات ۲.۸-۲.۱۰.....	۳۷
۲.۳ فرکانس لارمور و زاویه راس α	۳۷
۲.۳.۱ اختلال برای به دست آوردن مقدار α غیر صفر.....	۳۷
۲.۳.۲ ملاحظات بر (۲.۲۲) و (۲.۲۵).....	۴۰
۲.۴ تصویربرداری Trick در ام.آر.آی.....	۴۲
۲.۵ انتخاب برش انسانی و پالس فرکانس رادیویی خارجی مربوطه.....	۴۳
۲.۵.۱ خلاصه بخش ۲.۵.....	۴۶
۲.۶ اندازه گیری مولفه عرضی با استفاده از آنتن گیرنده.....	۴۶
۲.۶.۱ ملاحظات بر (۲.۴۷) و (۲.۵۰).....	۴۷
۲.۶.۲ گیرنده برای دریافت مولفه عرضی.....	۴۷
۲.۷ نمونه برداری از تصویر ام.آر.آی در حوزه فرکانس.....	۴۸
۲.۸ مشکلات و راه حل های عملی در ام.آر.آی.....	۵۰
۲.۸.۱ تصویر ام.آر.آی با چگالی پروتون با استفاده از پژواک گرادیان.....	۵۰
۲.۸.۲ تصویر $T2$ ام.آر.آی با استفاده از اسپین-پژواک و اسکن دکارتی.....	۵۱
۲.۸.۳ تصویر $T2$ ام.آر.آی با استفاده از اسپین-پژواک و اسکن قطبی.....	۵۳
۲.۸.۳ تصویر $T1$ ام.آر.آی.....	۵۴
۳- تصاویری از تکنیک های ام.آر.آی با استفاده از متلب.....	۵۷
۳.۱ تصویر مراحل مربوط به بدست آوردن تصویر ام.آر.آی با چگالی پروتون.....	۵۹
۳.۱.۱ تصویربرداری ام.آر.آی با چگالی پروتون.....	۵۹
۳.۲ تصویر مراحل مربوط به گرفتن تصویر ام.آر.آی $T2$ با استفاده از اسکن دکارتی.....	۶۳
۳.۲.۱ ملاحظه ای بر شکل ۳.۴.....	۶۷
۳.۲.۲ پیک لحظه ای ناشی از اسپین پژواک.....	۷۰
۳.۳ تصویر مراحل مربوط به گرفتن تصویر ام.آر.آی $T2$ با استفاده از اسکن قطبی.....	۷۵
۳.۳.۱ بازسازی $f(x, y)$ از $G(r, \theta)$	۷۶
۳.۳.۱.۱ تکنیک پس پروجکشن.....	۷۶

فهرست مطالب

۳.۳.۱.۲	تکنیک درونپایی	۷۷
۳.۴	تصویرسازی مراحل مربوط به گرفتن تصویر $T1$ ام.آر.آی	۸۱
۴	پردازش تصویر پزشکی	۸۵
۴.۱	خلاصه ای از تکنیک های مختلف تصویربرداری پزشکی	۸۷
۴.۲	بهبود تصویر	۸۸
۴.۲.۱	نمایش لگاریتمی	۸۸
۴.۲.۲	فیلتر غیر خطی	۸۸
۴.۲.۴	فیلتر خطی و تبدیل هنکل	۹۰
۴.۲.۴.۱	تبدیل هنکل	۹۰
۴.۲.۵	یکسان سازی هیستوگرام	۹۴
۴.۲.۶	مشخصات هیستوگرام	۹۵
۴.۳	فشرده سازی تصویر	۹۶
۴.۳.۱	تبدیل کسینوسی گسسته (DCT)	۹۶
۴.۳.۲	استفاده از تبدیل KL	۹۹
۴.۴	استخراج و طبقه بندی ویژگی	۱۰۱
۴.۴.۱	استفاده از تبدیل موجک گسسته	۱۰۱
۴.۴.۲	کاهش ابعاد با استفاده از تحلیل مؤلفه اصلی (PCA)	۱۰۳
۴.۴.۴	کاهش ابعاد با استفاده از تحلیل تفکیک کننده خطی هسته ($K-LDA$)	۱۱۰
۵	ضمائم	۱۱۵
ضمیمه الف		۱۱۷
حل معادله بلوخ با همپوشانی $A\Delta v \text{ sinc}(\Delta v t)$		۱۱۷
ضمیمه ب		۱۱۸
تکنیک های پروجکشن		۱۱۸
ب.۱ تحلیل مؤلفه اصلی		۱۱۸
ب.۲ تحلیل تشخیصی خطی		۱۱۹
ب.۳ تحلیل تشخیصی هسته-خطی		۱۲۰
ضمیمه ج		۱۲۲
تبدیلات هنکل		۱۲۲
ضمیمه د		۱۲۳
لیست فایل های متلب		۱۲۳

پیشگفتار

تکنیک‌های پردازش سیگنال دیجیتال (*DSP*)، مانند تبدیل رادون، تکنیک‌های پروجکشن، تبدیل فوریه به شکل قطبی، تبدیل هانکل و غیره، در تکنیک‌های تصویربرداری پزشکی مانند توموگرافی کامپیوتری (*CT*) و تصویربرداری تشدید مغناطیسی (*MRI*) در طول فرآیند تصویربرداری استفاده می‌شود. اینها معمولاً در کتاب‌های *DSP* و پردازش تصویر رایج پوشش داده نمی‌شوند. این کتاب با هدف تمرکز بر جنبه‌های *DSP* مورد استفاده در فرآیند تصویربرداری در *CT* و ام.آر.آی نوشته شده است. همچنین جنبه‌های *DSP* مورد استفاده در تکنیک‌های تصویربرداری پس از تصویر مانند بهبود تصویر، فشرده‌سازی تصویر و تشخیص الگو نیز در این کتاب مورد بحث قرار گرفته‌اند. تصویرسازی *Matlab* برای درک بهتر ارائه شده است. این کتاب برای مبتدیانی که در زمینه پردازش تصویربرداری پزشکی تحقیق می‌کنند مناسب است.

قدردانی‌ها

من از پروفسور *P. Palanisamy*، بخش مهندسی الکترونیک و ارتباطات، موسسه ملی فناوری، تریچی، برای تشویق او بسیار سپاسگزارم. من بسیار خوشحالم که از پروفسور *K. M. M. Prabhu (IITM)*، پروفسور *M. Chidambaram (IITM)*، پروفسور *S. Sundararajan (NITT)*، پروفسور *P. Somaskandan (NITT)*، پروفسور *Venkataramani (NITT)* و پروفسور *S Raghavan (NITT)* به خاطر حمایتشان تشکر می‌کنم. همچنین از کسانی که به طور مستقیم یا غیرمستقیم در ارائه موفقیت آمیز این کتاب نقش داشتند تشکر می‌کنم. تشکر ویژه از پدر و مادرم آقای *E. Sankara Subbu* و خانم *E. S. Meena*.

tnbook.ir

فصل اول

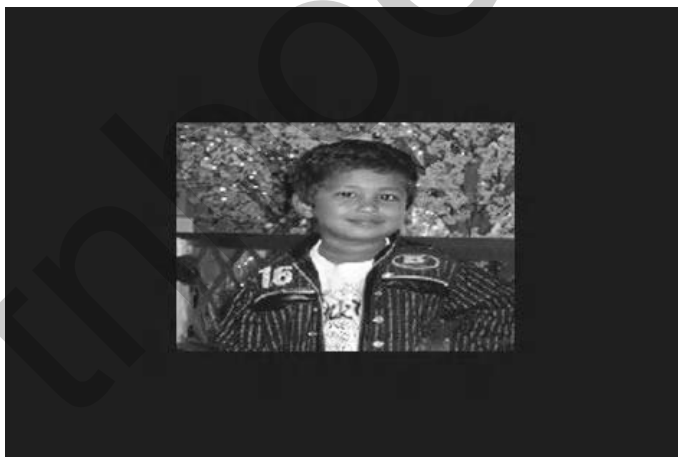
۱- تبدیل رادُن

۱.۱ مقدمه ای بر توموگرافی کامپیوتری (CT)

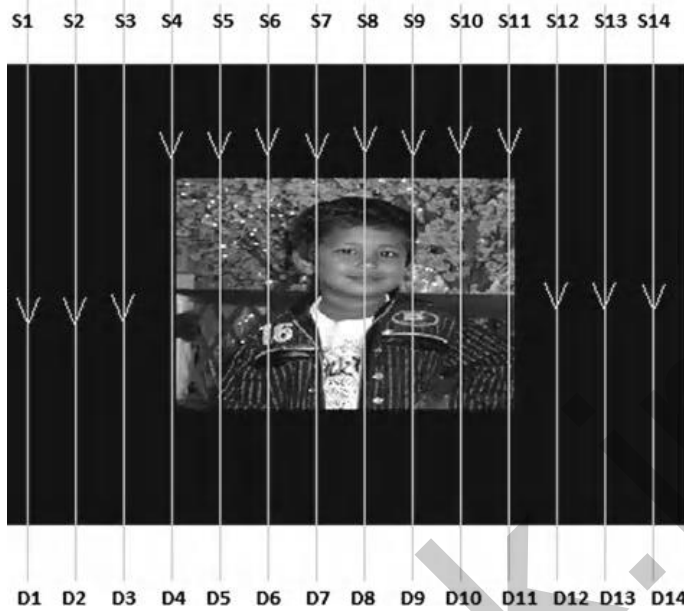
تنظیمات فیزیکی برای کسب CT از بخش خاص بدنه آزمایش شامل عبور از پرتو ایکس به آن برش خاص و تشخیص سیگنال ضعیف در طرف دیگر است. این مقدار از نظر مفهومی با مقدار انتگرال تصویر برش خورده در امتداد مسیرهای پرتو ایکس متناسب است. جهت‌های مسیر پرتو با توجه به تصویر برش‌شده، نوع پرتو دهی مورد استفاده در آن CT را توصیف می‌کند. دو نوع عمده از تکنیک‌های پرتو دهی وجود دارد که در CT استفاده می‌شود، به نام‌های پرتو دهی پرتوی موازی و باریکه پره ای *fan-beam*. فرآیند بازسازی تصویر از داده های پیش بینی شده شامل پردازش سیگنال دیجیتال است که در زیر توضیح داده شده است.

۱.۲ پرتو دهی پرتوی موازی

اجازه دهید یک تصویر مثال (به شکل ۱.۱ مراجعه کنید) را به عنوان تصویر برش خورده بدنه آزمایش در نظر بگیریم. پرتو دهی پرتوی موازی شامل انتقال سیگنال های اشعه ایکس یکی پس از دیگری، به موازات یکدیگر است و سیگنال های ضعیف شده مربوطه با استفاده از آشکارساز که دقیقاً در طرف های دیگر پرتو نگهداری می شود، ضبط می شود. (به شکل ۱.۲ مراجعه کنید). این معادل به دست آوردن یکپارچگی خط تصویر در جهت پرتو موازی است.



شکل ۱.۱ تصویر اصلی (الف) با اندازه 511×511
تحت تبدیل رادون موازی و باریکه پره ای *fan-beam*



شکل ۱.۲ هندسه طرح ریزی پرتو موازی

فرض کنید $f(x, y)$ تصویری در سیستم مختصات مستطیلی باشد، جایی که x, y از $-\infty$ تا ∞ متغیر است. بگذارید مرکز تصویر در موقعیت $(0, 0)$ باشد. اجازه دهید مجموعه خطوط موازی با عنوان زاویه θ خلاف جهت عقربه های ساعت به صورت $x \cos \theta + y \sin \theta = l$ نمایش داده شود. توجه داشته باشید که برای مقادیر مختلف l ، خطوط مختلفی را به دست می آوریم که با یکدیگر موازی هستند. بنابراین تبدیل رادون با زاویه θ را می توان به صورت زیر نشان داد.

$$R(l, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy \quad (1.1)$$

برای θ ثابت، $R(l, \theta) = R(l)$. با در نظر گرفتن تبدیل فوریه $R(l)$ ، به شکل زیر می رسیم.

$$G(U) = \int_{-\infty}^{\infty} R(l) \exp^{-j2\pi Ul} dl$$

$$\Rightarrow G(U) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - l) dx dy \exp^{-j2\pi Ul} dl$$

$$\Rightarrow G(U) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp^{-j2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta)Ul} dx dy$$

بگذارید تبدیل فوریه دو بعدی ماتریس تصویر $f(x, y)$ به صورت $F(U', V')$ نمایش داده شود. از (۱.۴) اشاره شده است که $G(U) = F(U', V')$ زمانی که $U' = U \cos \theta$ و $V' = U \sin \theta$. اگر مقادیر از تبدیل فوریه دو بعدی $F(U', V')$ از $f(x, y)$ در امتداد خط $U' \cos \theta + V' \sin \theta = U$ (یعنی برای U های مختلف جمع آوری شوند، $G(U)$ را دریافت می کنیم. به این قضیه، قضیه برش برش داده می گویند. $f(x, y)$ از $F(U', V')$ با استفاده از تبدیل فوریه معکوس دو بعدی همانطور که در زیر ذکر شد به دست می آید.

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(U', V') \exp(j2\pi(xU' + yV')) dU' dV' \quad (1.5)$$

با جایگزینی $U' = U \cos \theta$ و $V' = U \sin \theta$ در (۱.۵)، موارد زیر را بدست می آوریم. $F(U \cos \theta, U \sin \theta) = G(U, \theta)$ که تبدیل فوریه $g(l, \theta)$ برای ثابت θ است (به (۱.۲) مراجعه کنید). تغییر متغیرها از $f(x, y)$ به (U, θ) ، (۱.۵) می شود

$$f(x, y) = \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\infty} G(U, \theta) \exp(j2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta)U) |J| dU d\theta \quad (1.6)$$

که در آن $|J|$ ، ژاکوبین تبدیل $U = \sqrt{U'^2 + V'^2}$ ، $\theta = \tan^{-1} \frac{V'}{U'}$ است. یعنی:

$$J = \begin{bmatrix} \frac{\partial U}{\partial U'} & \frac{\partial U}{\partial V'} \\ \frac{\partial \theta}{\partial U'} & \frac{\partial \theta}{\partial V'} \end{bmatrix} \Rightarrow |J| = |U|$$

از این رو، (۱.۶) به صورت زیر بازنویسی می شود

$$f(x, y) = \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\infty} G(U, \theta) \exp(j2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta)U) |U| dU d\theta \quad (1.7)$$

از (۱.۱) $R(l, \theta) = R(-l, \theta + \pi)$ بدست می آوریم. این دلالت می کند که

$$G(-U, \theta) = G(U, \theta + \pi) \quad (1.8)$$

تقسیم (۱.۷) به دو عبارت،

عبارت اول :

$$\int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\infty} G(U, \theta) \exp(j2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta)U) |U| dU d\theta \quad (1.9)$$

عبارت دوم :

$$\int_0^{\pi} \int_0^{\infty} G(U, \theta) \exp(j2\pi(x \cos \theta + y \sin \theta)U) |U| dU d\theta \quad (1.10)$$

متغیر $\phi = \theta + \pi$ و $U1 = -U$ را در عبارت اول تغییر دهید (۱.۹)، به دست می آید.

$$\int_0^\pi \int_0^\infty G(-U1, \phi - \pi) \exp^{j2\pi(x \cos \phi + y \sin \phi)U1} |U1| dU1 d\phi \quad (1.11)$$

با استفاده از (۱.۷) - (۱.۱۱)، به دست می آوریم

$$f(x, y) = 2 \int_0^\pi \int_0^\infty G(U1, \phi - \pi + \pi) \exp^{j2\pi(x \cos \phi + y \sin \phi)U1} |U1| dU1 d\phi \quad (1.12)$$

با جایگزینی متغیرهای ساختگی $U1$ و ϕ به ترتیب با U و θ در (۱.۱۲) و نوشتن حد دوم از $-\infty$ تا ∞ ، موارد زیر را بدست می آوریم.

$$f(x, y) = 2(1/2) \int_0^\pi \int_0^\infty G(U1, \theta) \exp^{j2\pi(x \cos \phi + y \sin \phi)U} |U| dU d\theta \quad (1.13)$$

فرض کنید $l = x \cos \theta + y \sin \theta$. بدین ترتیب (۱.۱۳) به صورت زیر بازنویسی می شود.

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty G(U, \theta) \exp^{j2\pi l U} |U| dU d\theta \quad (1.14)$$

توجه داشته باشید که $\int_{-\infty}^\infty G(U, \theta) \exp^{j2\pi l U} |U| dU$ تبدیل فوریه معکوس تابع $|G(U, \theta)| U$ برای ثابت θ . این را می توان به عنوان کانولوشن تبدیل فوریه معکوس $G(U, \theta)$ و تبدیل فوریه معکوس از $|U|$ بدست آورد. توجه داشته باشید که تبدیل فوریه معکوس $G(U, \theta)$ برای ثابت θ ، $R(l, \theta)$ است (رجوع کنید به (۱.۲)). فرمول بازسازی نهایی از تبدیل پرتو موازی رادون $R(l, \theta)$ به صورت زیر نشان داده شده است.

$$f(x, y) = \int_0^\pi R(l, \theta) * IFT(|U|) d\theta \quad (1.15)$$

۱.۲.۱ اجرای گسسته (۱.۱۵)

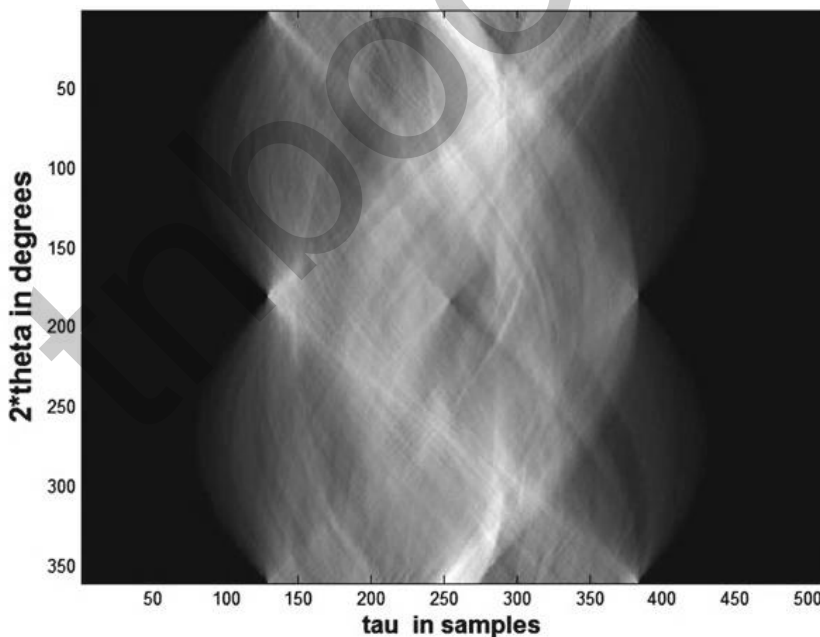
فرض کنید $Z(\theta, x, y)$ مقداری باشد که توسط کانولوشن $R(l, \theta) * IFT(|U|)$ در $l = x \cos \theta + y \sin \theta$ برای θ, x و y خاص بدست می آید. ادغام $Z(\theta, x, y)$ در محدوده کامل θ (0 to π) با ثابت x و y مقدار f را در (x, y) به دست می دهد. اجازه دهید نسخه گسسته تصویر پیوسته f به صورت fd نمایش داده شود. توجه داشته باشید که fd ماتریس تصویری است که دارای محدوده محدود برای x و y با مبدا در وسط تصویر است. توجه داشته باشید که مجموعه مختصات (x, y) که l آنها برای θ خاص ثابت است، خط مستقیم $l = x \cos(\theta) + y \sin(\theta)$ است. بنابراین برای به دست آوردن fd مراحل زیر دنبال می شود.

۱. ماتریس صفر r که اندازه آن دقیقاً برابر با fd باشد ایجاد کنید.

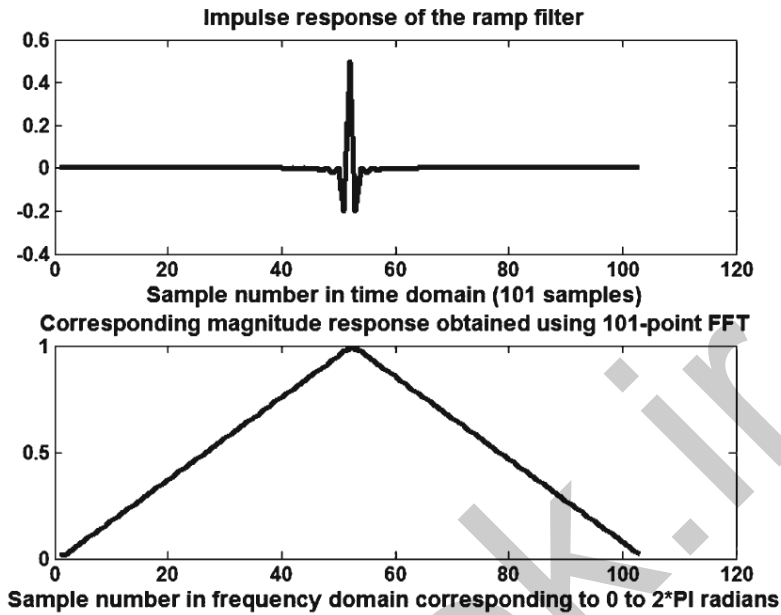
۲. اجازه دهید $z(l, \theta)$ مقداری باشد که با انحراف $R(l, \theta) * IFT(|U|)$ در l برای θ خاص بدست می آید.

۳. ماتریس r را با $z(l, \theta)$ در تمام مختصات (x, y) که $x \cos(\theta) + y \sin(\theta) = l$ را برآورده می کند، پر کنید، که این خط مستقیم است که با زاویه θ در جهت خلاف جهت عقربه های ساعت کج می شود.
 ۴. مرحله ۲ را برای همه l از $-lmax$ تا $lmax$ با ثابت تکرار کنید. اجازه دهید ماتریس به دست آمده به صورت $r\theta$ نمایش داده شود. توجه داشته باشید که خطوط مربوط به l متفاوت برای θ خاص با یکدیگر موازی هستند.
 ۵. $r\theta$ را برای تمام مقادیر θ با مقداری وضوح برای θ محاسبه کنید.
 ۶. بنابراین fd (نسخه گسسته f) به صورت $\sum_{\theta=0}^{\theta=\pi} r\theta$ به دست می آید.
- به جای پر کردن ماتریس با مقدار خاص در مختصات مربوط به خط خاص که با زاویه θ در خلاف جهت عقربه های ساعت کج می شود، ماتریس را در ستون خاص پر کنید و ماتریس را با زاویه θ در خلاف جهت عقربه های ساعت کج کنید. بنابراین ماتریس fd را نیز می توان به صورت زیر بدست آورد.

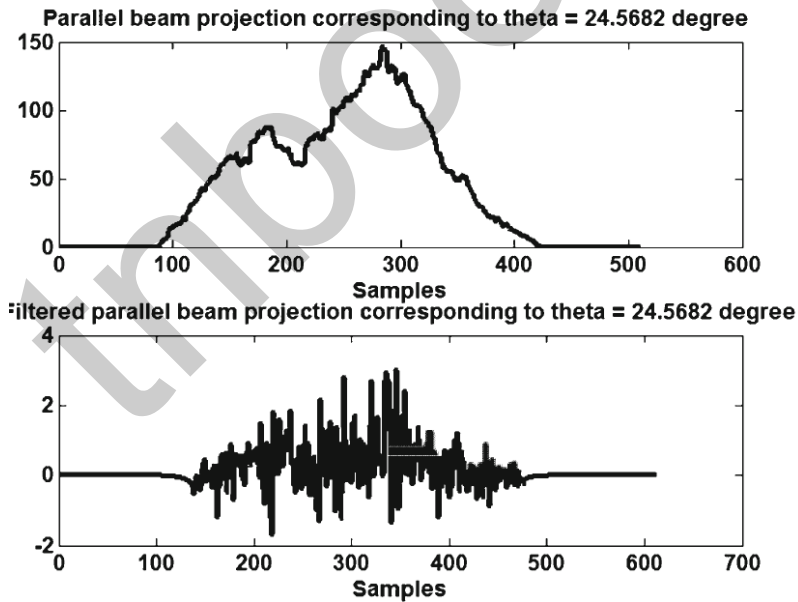
۱. ماتریس صفر r را ایجاد کنید.
۲. ردیف اول ماتریس r را با بردار $R(l, \theta) * IFT(|U|)$ پر کنید.
۳. تمام ردیف های دیگر ماتریس r نیز با همان بردارها پر می شوند.
۴. ماتریس r را با زاویه θ در خلاف جهت عقربه های ساعت بچرخانید تا $r\theta$ را بدست آورید.
۵. $r\theta$ را برای تمام مقادیر θ با مقداری وضوح برای θ محاسبه کنید.
۶. بنابراین $f(x, y)$ به صورت $\sum_{\theta=0}^{\theta=\pi} r\theta$ به دست می آید.



شکل ۱.۳ تبدیل رادون پرتو موازی تصویر "الف"
(به شکل ۱.۱ مراجعه کنید) با وضوح $\Delta\theta = 0.5014^\circ$ درجه



شکل ۱.۴ پاسخ ضربه ای فیلتر *ramp* و طیف مربوطه



شکل ۱.۵ طرح پرتو موازی اصلی و فیلتر شده مربوطه برای $\theta = 24.5682$ درجه

۱.۲.۲ فهرست شکل ها ۱.۱ تا ۱.۱۱ از نظر نمادهای استفاده شده

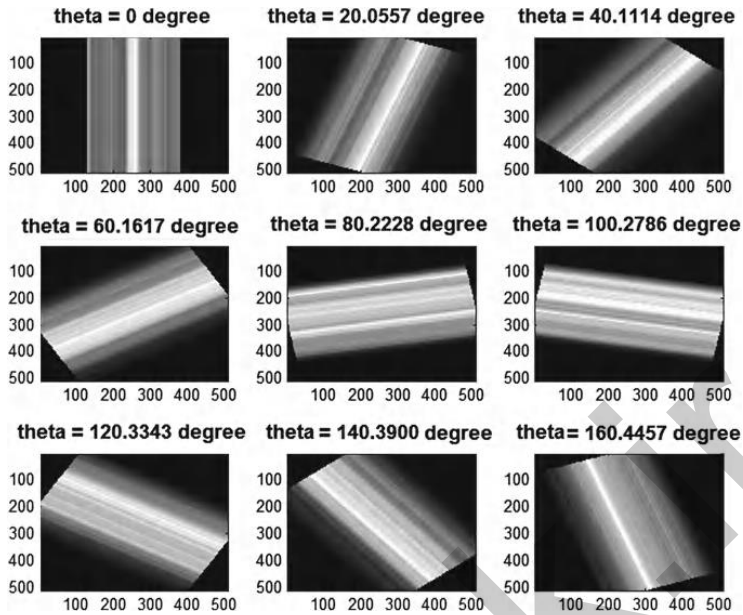
- شکل ۱.۱: تصویر اصلی که در معرض پرتوهای موازی قرار گرفته است.
- شکل ۱.۲: هندسه طرح ریزی پرتو موازی
- شکل ۱.۳: $R(l, \theta)$ (سینوگرام) مربوط به تصویر اصلی با وضوح $\theta = 24.5682$.
- شکل ۱.۴: پاسخ ضربه و تابع انتقال فیلتر $|U|$
- شکل ۱.۵: $R(l, \theta)$ برای $\theta = 24.5682$ درجه و $|U| * R(l, \theta)$
- شکل ۱.۶: $r\theta$ برای θ های مختلف با $R(l, \theta) * IFT(|U|) = R(l, \theta)$ (یعنی بدون فیلتر)
- شکل ۱.۷: $r\theta$ برای θ های مختلف (با فیلتر کردن)
- شکل ۱.۸: $\sum_{\theta=0}^{\theta=\theta} r\theta$ برای θ های مختلف با $R(l, \theta) * IFT(|U|) = R(l, \theta)$ (یعنی بدون فیلتر)
- شکل ۱.۹: $\sum_{\theta=0}^{\theta=\theta} r\theta$ برای θ های مختلف (یعنی بدون فیلتر)
- شکل ۱.۱۰: تصویر بازسازی شده نهایی fd با $R(l, \theta) * IFT(|U|) = R(l, \theta)$ (یعنی بدون فیلتر) بدست آمده است.
- شکل ۱.۱۱: تصویر نهایی بازسازی شده fd (با فیلتر)

۱.۲.۲.۱ Parallelbeamprojection.m

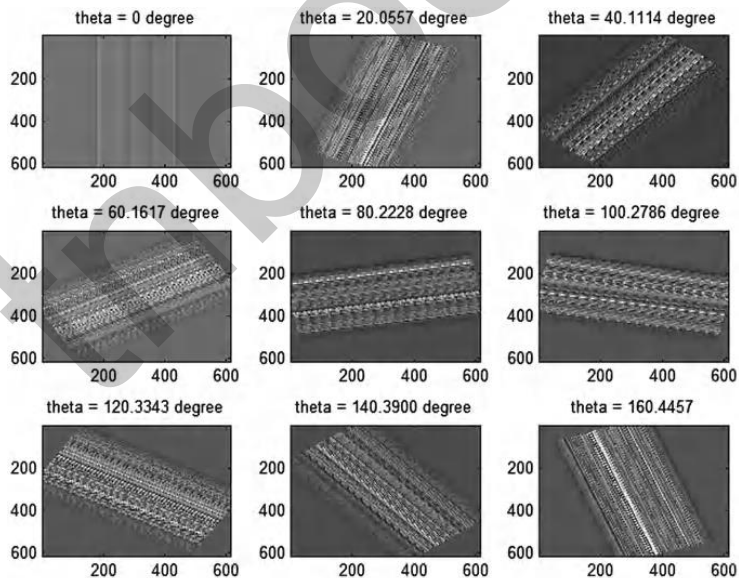
```

RECONSTRUCTEDIMAGE=0;
load VASIGIMAGE
C=C(1:1:255,1:1:255);
C=[zeros(128,511);zeros(255,128) C zeros(255,128);zeros (128,511)];
B=double(C)/255;
T=1;
angleresolution=360;
for theta=0:(180/(angleresolution-1)):180
%disp( theta)
RADONTRANSFORMATION{T}=sum(imrotate(B,theta,'nearest','crop'));
T=T+1;
End
%Back projection technique to get back the data
S=1;
Z=[1:10:359];
Z=[Z 0];
z=1;
k=0;
for theta=0:(180/(angleresolution-1)):180
k=k+1;
disp( theta)
%Filtering with ramp spectrum
temp=conv(RADONTRANSFORMATION{S},fir2(102,(0:1/101:1),(0:1/101:1),rectwin(103)));
temp=repmat(temp,size(temp,2),1)';
temp=imrotate(temp,90);
D=imrotate(temp,-theta,'nearest','crop');
RECONSTRUCTEDIMAGE=RECONSTRUCTEDIMAGE+D;
if(Z(z)==k)

```



شکل ۱.۶ تصویری از تصاویر پرتوی موازی اصلی (بدون فیلتر) به دست آمده برای تتا های ۰، ۲۰.۰۵۵۷، ۴۰.۱۱۱۴، ۶۰.۱۶۱۷، ۸۰.۲۲۲۸، ۱۰۰.۲۷۸۶، ۱۲۰.۳۳۴۳، ۱۴۰.۳۹۰۰، ۱۶۰.۴۴۵۷ درجه. (توجه داشته باشید که تصاویر بازسازی شده با پرتو موازی برای همه θ از ۰ تا ۱۸۰ درجه با وضوح ۰.۵۰۱۴ درجه محاسبه می شوند)

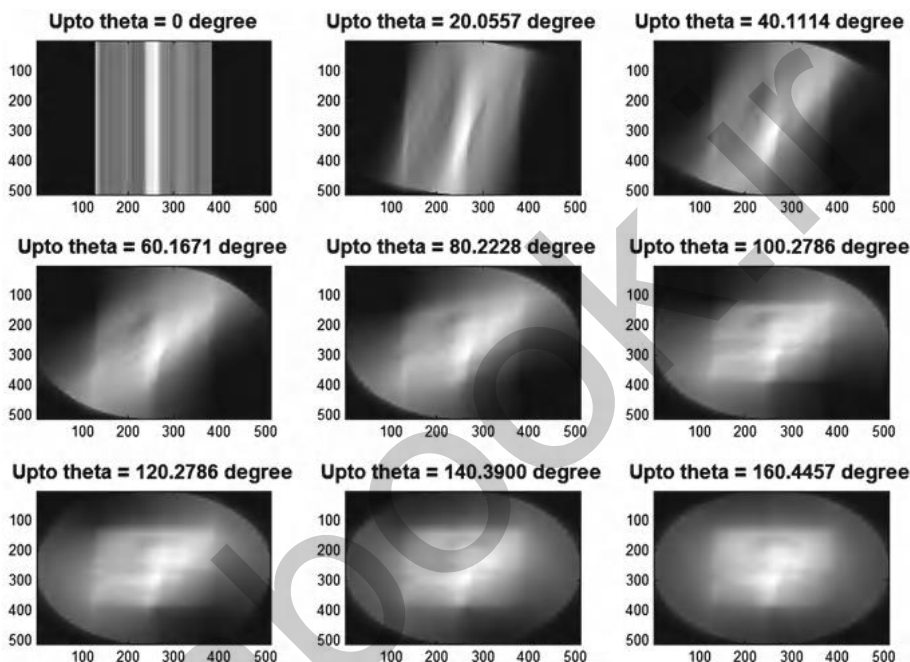


شکل ۱.۷ تصویری از تصاویر پرتو موازی فیلتر شده به دست آمده برای تتا های ۰، ۲۰.۰۵۵۷، ۴۰.۱۱۱۴، ۶۰.۱۶۱۷، ۸۰.۲۲۲۸، ۱۰۰.۲۷۸۶، ۱۲۰.۳۳۴۳، ۱۴۰.۳۹۰۰، ۱۶۰.۴۴۵۷ درجه. (توجه داشته باشید که تصاویر بازسازی شده با پرتو موازی برای همه θ از ۰ تا ۱۸۰ درجه با وضوح ۰.۵۰۱۴ درجه محاسبه می شوند)

```

SNAPSHOT_RECONSTRUCTED{z}=RECONSTRUCTEDIMAGE;
SNAPSHOT_DATA{z}=D;
z=z+1;
end
S=S+1;
end
figure
colormap(gray(256))
imagesc(RECONSTRUCTEDIMAGE)

```

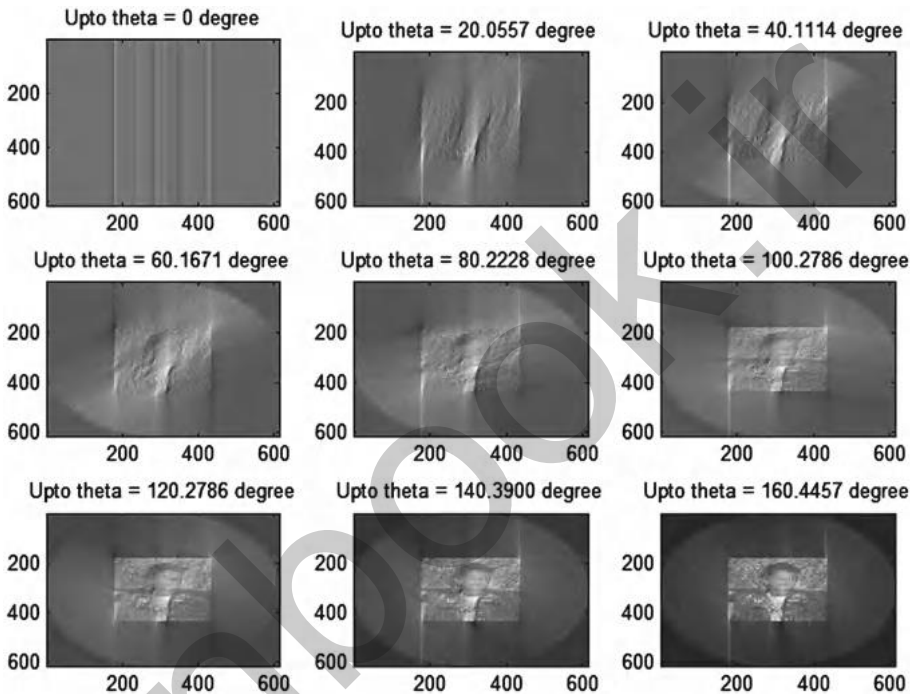


شکل ۱.۸ تصویری از بازسازی تصویر به دست آمده از جمع تجمعی تصاویر پرتوی موازی اصلی نمایش داده شده بر پس زمینه

۱.۳ طرح ریزی پرتو باریکه پره ای

سی تی اسکن مبتنی بر تکنیک پرتاب پرتو موازی زمان اسکن بیشتری را می طلبد. از این رو از تکنیک پرتو باریکه پره ای *Fanbeam* مبتنی بر سی تی اسکن استفاده می شود. هندسه برای طرح ریزی پرتو باریکه پره ای در شکل ۱.۱۲ ذکر شده است. منبع منفرد اشعه ایکس (S) که در محور y در فاصله D از مبدأ نگهداری می شود، در معرض برش بدنه آزمایش و آشکارسازهای چندگانه ($D1 - D5$) قرار می گیرد که در محیط قطاع نگهداری می شوند (به دست آمده با S به عنوان مرکز) برای گرفتن سیگنال ضعیف شده در طول پرتو مسیرها استفاده می شود. از نظر ریاضی این با انتگرال های خط گرفته شده در طول پرتو مسیرها متناسب است. این ترتیب به کاهش

زمان اسکن کمک می کند. این با زاویه $\beta = 0$ مطابقت دارد. علاوه بر این منبع با زاویه $\beta = B$ در جهت خلاف جهت عقربه‌های ساعت کج می‌شود و سیگنال‌های ضعیف مربوطه گرفته می‌شوند. این برای β در محدوده 0 تا 2π رادیان تکرار می‌شود. موقعیت آشکارسازها با زاویه اندازه‌گیری شده از قطاع خط مرجع SD به قطاع خطی که منبع (S) و آشکارساز را در جهت خلاف جهت عقربه‌های ساعت می‌پیوندد، توصیف می‌شود. این زاویه به صورت δ نشان داده می‌شود. آشکارساز ۱ (به شکل ۱.۱۲ مراجعه کنید)، در زاویه $-\delta_{max}$ و آشکارساز ۵ در زاویه $+\delta_{max}$ نگه داشته می‌شود.



شکل ۱.۹ تصویری از بازسازی تصویر به دست آمده از جمع تجمعی تصاویر

پرتوهای موازی فیلتر شده پس از طرح ریزی

۱.۳.۱ رابطه بین پرتو موازی و طرح ریزی باریکه پره ای

از نظر مفهومی (رجوع کنید به بخش ۱.۲ و شکل ۱.۱۳)، θ مورد استفاده در طرح ریزی پرتو موازی، زاویه (اندازه‌گیری شده در جهت خلاف جهت عقربه‌های ساعت) بین محور y و خط خطی است که به منبع و آشکارساز (SD) می‌پیوندد. همچنین l فاصله عمود با علامت اندازه‌گیری شده از مبدا تا پاره خط SD است. ادغام خط به دست آمده از قطاع خط $SD1$ در شکل ۱.۱۴ مطابق با $\beta = 0$ و $\delta = -\delta_1$ در حین استفاده از طرح ریزی باریکه پره ای است. همان ادغام خط، اگر با استفاده از طرح پرتو موازی محاسبه شود، مربوط به $\delta_1 = \theta$ و $l = C \sin \delta_1$