دانشگاه تبریز | دانشکده فیزیک

کاربرد اپتیک فوریه و تکنیک‌های پردازش تصویر برای افزایش دقت در تصاویر پزشکی

زهرا نقی‌زاده دهخوارقانی | استاد راهنما: دکتر حبیب خوش‌سیما | استاد مشاور: دکتر رضا خردمند

کارشناسی ارشد فیزیک ـ گرایش اپتیک و لیزر | ۱۴۰۵

مقدمه

اپتیک فوریه در حوزه پردازش تصویر، امکان تحلیل و دست‌کاری اطلاعات تصویری را بر اساس طیف فرکانس مکانی فراهم می‌کند. در حوزه فرکانس، تصویر دیگر بر اساس موقعیت پیکسل‌ها نمایش داده نمی‌شود، بلکه بر اساس مؤلفه‌های فرکانسی تشکیل‌دهنده آن توصیف می‌گردد.

در تصاویر، فرکانس‌های فضائی پایین بیانگر تغییرات آرام روشنایی و ساختارهای بزرگ‌مقیاس هستند، در حالی که فرکانس‌های بالا اطلاعات مرتبط با لبه‌ها، مرزها و جزئیات ظریف را نشان می دهد. کاربرد اصلی تبدیل فوریه در پردازش تصویر، فیلترگذاری در حوزه فرکانس است. در فیلتر میان‌گذر نیز فقط یک محدوده مشخص از فرکانس‌ها عبور داده می‌شود. عملکرد هر یک از این فیلترها به پارامترهایی مانند فرکانس قطع، پهنای باند و نوع پاسخ فیلتر وابسته است و انتخاب آن‌ها باید متناسب با هدف پردازش و ویژگی‌های تصویر انجام شود.

با وجود توانمندی بالای ماموگرافی در آشکارسازی تغییرات ظریف بافتی، تشخیص برخی نشانه‌های اولیه مانند میکروکلسیفیکاسیون‌ها به دلیل اندازه کوچک، کنتراست پایین و هم‌پوشانی با ساختارهای زمینه‌ای پستان، همچنان با چالش همراه است. در این راستا، استفاده از روش‌های پیشرفته پردازش تصویر می‌تواند نقش مهمی در بهبود کیفیت تصاویر و استخراج دقیق‌تر ویژگی‌های مرتبط با ضایعات ایفا کند.

در این پژوهش، چارچوبی مبتنی بر اپتیک فوریه و پردازش تصویر برای بهبود نمایش نواحی مشکوک در تصاویر ماموگرافی و بررسی اثر فیلترگذاری فرکانسی بر بخش‌بندی ارائه شد. پس از استخراج و هم‌ترازسازی ناحیه ضایعه و ماسک مرجع، تبدیل فوریه دوبعدی بر تصویر اعمال و سه خانواده فیلتر میان‌گذر ایده‌آل، گوسی و باتروورث با مقادیر مختلف فرکانس برش پایین و بالا ارزیابی شدند. تصویر فیلترشده با تبدیل فوریه معکوس به حوزه مکان بازگردانده شد و بخش‌بندی با الگوریتم چن–ویز انجام گرفت. عملکرد روش با معیارهای ضریب تشابه دایس، نسبت اشتراک به اجتماع، دقت، فراخوانی و فاصله هاسدورف سنجیده شد.

هدف این پژوهش نیز بررسی و به‌کارگیری تکنیک‌های مبتنی بر اپتیک فوریه و پردازش تصویر به منظور بهبود تحلیل تصاویر پزشکی و کمک به کاهش انجام نمونه‌برداری‌های غیرضروری در فرآیند تشخیص سرطان سینه است.

روش تحقیق

در این پژوهش از پایگاه داده دیجیتال غربالگری ماموگرافی استفاده شده است. برای هر تصویر، ناحیه ضایعه و ماسک مرجع متناظر استخراج و هم‌تراز شدند.

پس از استخراج ناحیه مورد بررسی، تبدیل فوریه دوبعدی بر روی تصویر اعمال شد و با انتقال مؤلفه فرکانس صفر به مرکز، طیف فرکانسی مرکزیافته به دست آمد. سپس سه نوع فیلتر میان‌گذر ایده‌آل، گوسی و باتروورث با مقادیر مختلف فرکانس برش پایین و بالا بر روی تصویر آزمایش شدند تا مناسب‌ترین محدوده فرکانسی برای هر نمونه تعیین شود.تصویر فیلترشده با تبدیل فوریه معکوس به حوزه مکان بازگردانده شد و بخش‌بندی با الگوریتم چن–ویز انجام گرفت.

روابط اصلی تبدیل و فیلترگذاری در حوزه فرکانس عبارت‌اند از:

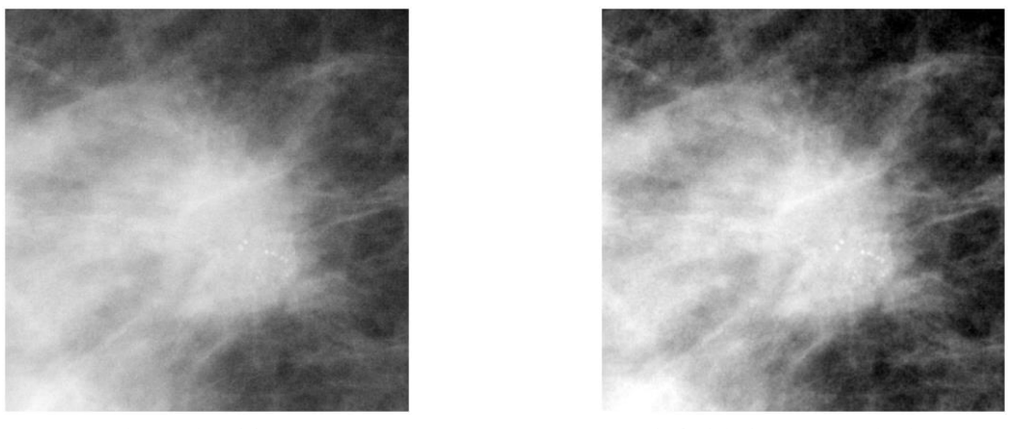
$$F(u,v) = \sum_{x=0}^{M-1}\sum_{y=0}^{N-1} f(x,y)e^{-2\pi i(\frac{ux}{M}+\frac{vy}{N})}$$

$$f(x,y) = \frac{1}{MN}\sum_{u=0}^{M-1}\sum_{v=0}^{N-1} F(u,v)e^{+2\pi i(\frac{ux}{M}+\frac{vy}{N})}$$

$$G(u,v) = H(u,v)F(u,v)\ ;\ \ g(x,y) = \mathcal{F}^{-1}\{G(u,v)\}$$

در این روابط، $H(u,v)$ تابع انتقال و $G(u,v)$ طیف اصلاح‌شده است. پس از بازسازی تصویر با تبدیل فوریه معکوس، الگوریتم چن–ویز (Chan–Vese) ناحیه ضایعه را بخش‌بندی کرد. بهترین نوع فیلتر و پارامترهای هر تصویر از مقایسه ماسک خروجی با ماسک مرجع بر اساس دایس، IoU، دقت، فراخوانی و فاصله هاسدورف انتخاب شد.

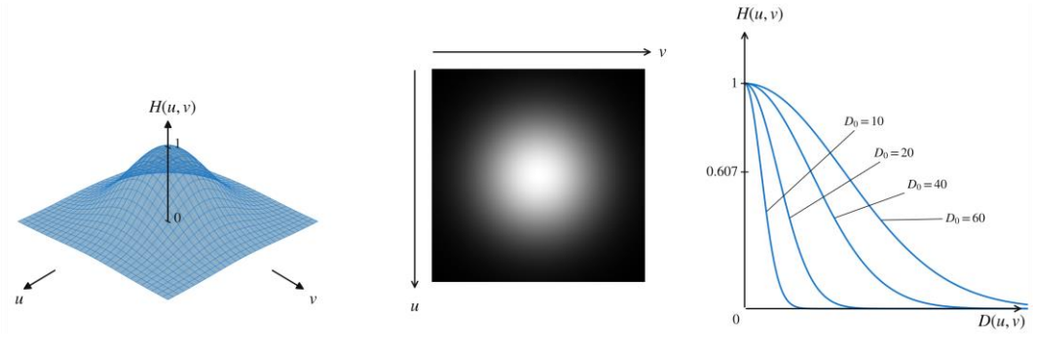
نمونه اولیه و تصویر بازسازی‌شده



تصویر بازسازی‌شده پس از فیلترگذاری

تصویر اولیه ناحیه ضایعه

تابع انتقال و پاسخ فرکانسی فیلتر گوسی



نتیجه‌گیری

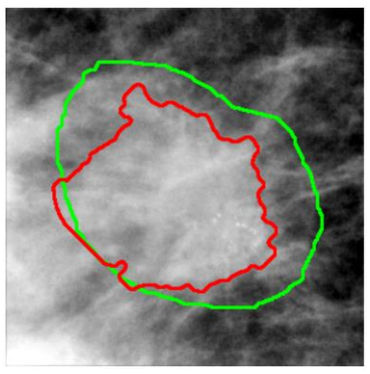
پس از حذف نمونه‌هایی که به دلیل ناسازگاری تصویر و ماسک مرجع یا بروز خطا در مراحل پردازش قابل استفاده نبودند، تعداد ۱۲۵۳ نمونه توده و ۱۵۴۴ نمونه کلسیفیکاسیون وارد تحلیل نهایی شدند.

از نظر فیلترگذاری، فیلتر ایده‌آل در هر دو گروه بیشترین فراوانی انتخاب را داشت، اما فیلترهای گوسی و باتروورث نیز در تعداد قابل توجهی از تصاویر بهترین نتیجه را ایجاد کردند. در تصاویر توده، فیلتر گوسی در رتبه دوم قرار گرفته، در حالی که در تصاویر کلسیفیکاسیون فیلتر باتروورث فراوانی بیشتری نسبت به فیلتر گوسی داشته است.

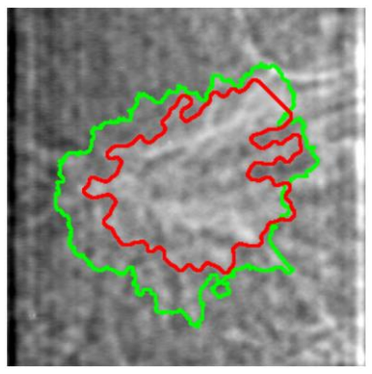
تصاویر کلسیفیکاسیون در مقایسه با تصاویر توده به‌طور کلی با فرکانس برش بالاتر و پهنای باند وسیع‌تری به نتیجه بهینه رسیده‌اند.

نتایج نشان داد که عملکرد روش پیشنهادی در تصاویر توده پایدارتر از تصاویر کلسیفیکاسیون است. همچنین نسبت اشتراک به اجتماع و فراخوانی در گروه توده بیشتر و فاصله هاسدورف کمتر بود که بیانگر تطابق بهتر ناحیه بخش‌بندی‌شده با ماسک مرجع در تصاویر توده است. در نتیجه، استفاده از یک فیلتر و مجموعه پارامتر ثابت برای تمام تصاویر مناسب نیست و ارزیابی کمی فیلترها و پارامترهای آن‌ها برای هر گروه ضایعه، رویکرد قابل اتکاتری برای دستیابی به بخش‌بندی بهتر محسوب می‌شود.

مقایسه مرز خروجی چن–ویز با مرز ماسک مرجع

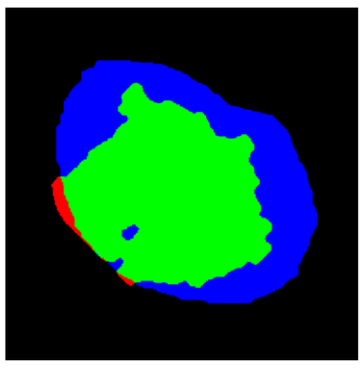


کلسیفیکاسیون: مرز مرجع و مرز استخراج‌شده

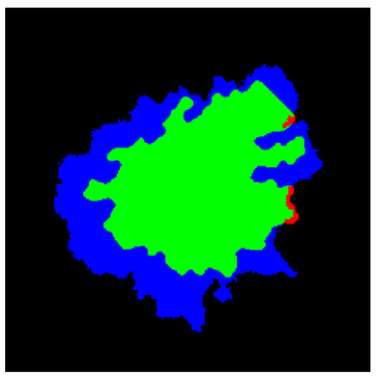


توده: مرز مرجع و مرز استخراج‌شده

نقشه‌های هم‌پوشانی و خطای بخش‌بندی



کلسیفیکاسیون: نواحی مشترک و اختلاف



توده: نواحی مشترک و اختلاف

در نقشه‌های خطا، سبز بیانگر هم‌پوشانی دو ناحیه و آبی و قرمز معرف بخش‌های جاافتاده یا اضافه‌شده هستند؛ ازاین‌رو، بررسی هم‌زمان دایس و میزان جابه‌جایی مرز در تفسیر نتیجه ضروری است.

عملکرد روش با معیارهای ضریب تشابه دایس، نسبت اشتراک به اجتماع، دقت، فراخوانی و فاصله هاسدورف سنجیده شد. در نتیجه، هرچه مقدار ضریب دایس و نسبت اشتراک به اجتماع بیشتر باشد و فاصله هاسدورف کمتر باشد، یعنی آن فیلتر بهتر توانسته مرز واقعی ضایعه را مشخص کند. به این ترتیب، به جای قضاوت چشمی در مورد واضح‌تر شدن تصویر، اثر هر فیلتر بر قابلیت استخراج مرز واقعی ضایعه به صورت کمی مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

در نتیجه، استفاده از یک فیلتر و مجموعه پارامتر ثابت برای تمام تصاویر مناسب نیست و ارزیابی کمی فیلترها و پارامترهای آن‌ها برای هر گروه ضایعه، رویکرد قابل اتکاتری برای دستیابی به بخش‌بندی بهتر محسوب می‌شود.

نتایج نشان داد که عملکرد روش پیشنهادی در تصاویر توده پایدارتر از تصاویر کلسیفیکاسیون است. همچنین نسبت اشتراک به اجتماع و فراخوانی در گروه توده بیشتر و فاصله هاسدورف کمتر بود که بیانگر تطابق بهتر ناحیه بخش‌بندی‌شده با ماسک مرجع در تصاویر توده است.

با وجود نقش مهم روش‌های تصویربرداری پزشکی مانند ماموگرافی در شناسایی نواحی مشکوک در بافت پستان، این روش‌ها به تنهایی برای تأیید قطعی وجود سرطان کافی نیستند.

مراجع

[1] Cooley, J. W., & Tukey, J. W. (1965). An algorithm for the machine calculation of complex Fourier series. Mathematics of Computation, 19(90), 297–301.

[2] Kothapalli, S.-R., et al. (2005). Nonlinear optical Fourier filtering technique for medical image processing. Journal of Biomedical Optics, 10(4), 044028.

[3] Yelleswarapu, C. S., et al. (2008). Optical Fourier techniques for medical image processing. Optics Communications, 281, 1876–1888.

[4] Laine, A. F., et al. (1994). IEEE Transactions on Medical Imaging, 13, 725–740.

[5] Chan, T. F., & Vese, L. A. (2001). Active contours without edges. IEEE Transactions on Image Processing, 10, 266–277.

[6] Papadopoulos, A., et al. (2008). Computers in Biology and Medicine, 38, 1045–1055.

[7] Gonzalez, R. C. (2018). Digital Image Processing (4th ed.). Pearson.

[8] CBIS-DDSM. The Cancer Imaging Archive. doi:10.7937/K9/TCIA.2016.7O02S9CY.

[9] Zeng, G. L., & Allred, R. J. (2009). Journal of Nuclear Medicine Technology, 37, 96–100.

[10] Janan, F., & Brady, M. (2021). RICE: A method for quantitative mammographic image enhancement. Medical Image Analysis, 71, 102043.