

بهبود تابع نقطه گستر سیستم تصویربرداری فلورسنت دوبعدی با استفاده از روش دکانولوشن تکرارشونده

خلاصه

مقدمه: تصویربرداری فلورسنت *in-vivo* و *in-vitro* به یکی از رایج‌ترین روش‌های تشخیصی آزمایشگاهی و پیش بالینی تبدیل شده است. در عمل کیفیت تصاویر ثبت شده به دلایلی از جمله شرایط محیطی نامناسب یا نقص سیستم تصویربرداری به دلیل وجود ابیراهی اپتیکی افت خواهد داشت. در صورت وجود ابیراهی PSF سیستم از حالت ایدئال فاصله می‌گیرد. عملیات دکانولوشن تصویر یکی از مؤثرترین راه‌های بازیابی تصویر است که می‌تواند با از بین بردن اثرات مخرب PSF غیرایدئال در تصویر ثبت شده کیفیت تصاویر را افزایش دهد.

روش بررسی: برای بازیابی کیفیت تصویر از الگوریتم دکانولوشن تکرارشونده استفاده شد. ۷ تصویر توسط سیستم تصویربرداری معرفی شده از بدن موش گرفته شد و الگوریتم نرم‌افزاری مورد نظر در دو حالت متفاوت با PSF ثابت و متغیر بر روی آن‌ها اجرا شد. برای ارزیابی میزان مؤثر بودن اعمال الگوریتم بر روی تصاویر نیز از معیارهای استاندارد SNR و TEN استفاده شده است.

یافته‌ها: اجرای الگوریتم‌های نرم‌افزاری باعث شد پارامتر SNR در تصویر نهایی نسبت به تصویر اولیه تقریباً ثابت بماند و TEN تصویر پردازش شده نسبت به تصویر اولیه افزایش داشته باشند. این افزایش برای حالت دکانولوشن با PSF متغیر در مقایسه با PSF ثابت بسیار چشمگیرتر است ($P\text{-value} = 0.043$).

نتیجه‌گیری: ثبت تصاویر با کیفیت باعث افزایش دقت تشخیص و بهبود کارایی روش‌های درمانی می‌شود اما، در عمل کیفیت تصاویر ثبت شده در سیستم‌های تصویربرداری به دلیل تاری و نویز کاهش می‌یابد. روش نرم‌افزاری معرفی شده به‌طور مؤثری میزان تاری ناشی از ابیراهی‌های اپتیکی و شرایط محیطی را کاهش می‌دهد. استفاده از سیستم ارتقاء یافته باعث بهبود تشخیص لبه‌های تومور در کاربردهای پیش بالینی خواهد شد.

واژه‌های کلیدی: تصویربرداری اپتیکی، تصویربرداری فلورسنت، دکانولوشن، ابیراهی

مجتبی صیدی^۱
سید محسن ابراهیمی^۱
سارا مشعلچی زاده^۱
مریم صادقی فر^۱
مرجانه حجازی^{۲,۳}

۱. کارشناس ارشد فیزیک و مهندسی پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
۲. دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران
۳. مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در ایران، بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران

نویسنده مسئول: مرجانه حجازی، تلفن: ۰۲۱۶۶۴۳۹۸۳۱
پست الکترونیک: mhejazi@tums.ac.ir

مقدمه

تأثیر ابیراهی‌ها و کاهش تاری^۱ تصویر می‌باشد. با انجام این اصلاحات کیفیت تصویر بالاتر می‌رود و می‌توان تفسیر و تشخیص دقیقی از تصاویر به‌دست‌آمده داشت.

روش بررسی

تشکیل تصویر در تمامی سیستم‌های تصویربرداری را می‌توان به‌صورت رابطه^(۱) مدل کرد [۱۰]:

$$g = h * f + n \quad (1)$$

در این معادله پارامترهای g ، h ، f و n به‌ترتیب نمایانگر تصویر نهایی، PSF سیستم، تصویر اولیه و نویز اضافه‌شده به تصویر نهایی هستند. همچنین علامت * نشان‌دهنده عمل کانولوشن است. در صورتی که PSF سیستم از حالت ایدئال فاصله بگیرد، کیفیت تصویر نهایی افت خواهد کرد. در این شرایط می‌توان با انجام دکانولوشن تأثیر مخرب PSF مورد نظر را تا حدود زیادی برطرف کرد.

برای بررسی میزان رفع تاری تصویر از تصاویر تهیه‌شده توسط سیستم تصویربرداری فلورسنت از بدن موش استفاده می‌شود. در این طرح از ۷ تصویر تهیه‌شده از بدن موش‌های مختلف استفاده و الگوریتم نرم‌افزاری معرفی‌شده بر روی هر ۷ تصویر پیاده‌سازی شده است.

مراحل بهینه‌سازی تصاویر ثبت‌شده توسط سیستم تصویربرداری فلورسنت طبق فلوجارت شکل ۱ انجام می‌شود.



شکل ۱: فلوجارت مراحل اصلاح نرم‌افزاری تصاویر

تصویربرداری فلورسنت یکی از روش‌های بسیار مفید برای تشخیص بیماری‌ها در ابعاد سلولی می‌باشد که در مطالعات پیش‌کلینیکی، جراحی و تشخیص بیماری‌های پوستی کاربرد زیادی دارد [۴-۱۱]. از مزایای این روش تصویربرداری، غیرتهاجمی بودن آن و ساده‌تر و کم‌هزینه‌تر بودن آن نسبت به سایر روش‌های تصویربرداری از قبیل پزشکی هسته‌ای و رادیولوژی است [۱۵]. به‌همین دلیل کاربردهای این روش به‌طور روزافزون افزایش می‌یابد. در تصویربرداری فلورسنت ابتدا ماده دارای خاصیت فلورسانس به داخل بافت هدف تزریق می‌شود سپس محلول فلورسانس در قسمت‌های خاصی از بدن تجمع پیدا می‌کند. در این مرحله نور تحریکی توسط لیزر یا سایر منابع نوری به نمونه یا موجود زنده مورد نظر تابانده می‌شود. قسمت‌هایی که در آن‌ها ماده بیشتری تجمع یافته است، بیشتر از سایر نقاط شروع به تابش نور گسیلی ماده فلورسنت می‌کنند. در این زمان سیستم شروع به تصویربرداری می‌کند و تصاویر به‌دست‌آمده ثبت می‌شوند. می‌توان گفت در این روش تصویربرداری اساس کار، دریافت و ثبت فوتون‌های گسیلی از ماده فلورسنت است [۱۶].

کیفیت تصاویر به‌دست‌آمده از سیستم‌های تصویربرداری به دلایل زیادی کاهش می‌یابد و همین امر تشخیص و تفسیر تصاویر به‌دست‌آمده را با اختلال مواجه خواهد کرد [۱۷]. تعدادی از این معایب مربوط به نقص سیستم تصویربرداری می‌باشد مانند نشست نور تحریکی، وجود ابیراهی‌ها و نوع آشکارساز [۱۸]. همچنین معایبی مانند پراکندگی پرتوها در بافت و تغییر شکل جبهه موج در اثر عبور از بافت به دلیل شرایط محیط و نمونه یا بافت مورد مطالعه به‌وجود می‌آیند. وجود ابیراهی‌ها در سیستم‌های تصویربرداری اپتیکی از مهم‌ترین عوامل کاهش کیفیت تصویر می‌باشد [۹]. اصلاح ابیراهی‌های سیستم تصویربرداری فلورسنت بیشتر در حیطه سیستم‌های تصویربرداری میکروسکوپی انجام گرفته است و این روند تاکنون در روش‌های تصویربرداری ماکروسکوپی با میدان باز استفاده نشده است. در حالی که در این شاخه از تصویربرداری به‌دلیل کار در محیط با کنتراست و سیگنال دریافتی نسبتاً کم و نویز زیاد، بهبود تصاویر دریافتی می‌تواند به میزان قابل توجهی به تشخیص کاربر کمک کند.

بنابراین هدف این مقاله تصحیح ابیراهی‌های اپتیکی مرتبه پایین جهت بهبود تابع نقطه‌گستر^۲ (PSF) سیستم تصویربرداری پلانار فلورسنت می‌باشد. برای رسیدن به حداکثر کارآمدی و کیفیت سیستم تصویربرداری باید ابیراهی‌های سیستم تصویربرداری فلورسنت را به حداقل رساند که مهم‌ترین آن‌ها شامل ارزیابی پارامترهای کیفیت تصاویر و اجرای الگوریتم دکانولوشن^۳ روی آن‌ها برای از بین بردن

1. Aberration
2. Point Spread Function
3. Deconvolution

4. Blurring

ناحیه بندی میدان دید

در چنین اپتیکی سیستم تصویربرداری فلورسنت طراحی شده میزان انحراف PSF سیستم از حالت ایدئال در لبه های تصویر افزایش می یابد. به عبارتی هر چه از مرکز میدان دید سیستم تصویربرداری به سمت لبه های آن برویم، کیفیت PSF سیستم کاهش خواهد یافت. به این گونه سیستم ها که در آن ها شکل PSF در نقاط مختلف میدان دید یکسان نیست، سیستم های shift-variant (SV) گفته می شود. بنابراین در سیستم های SV برای انجام دکانولوشن باید ابتدا تصویر به نواحی مختلف با PSF تقریباً یکسان جدا و سپس الگوریتم دکانولوشن بر روی هر بخش جداگانه اعمال شود.

در این پروژه میدان دید سیستم به ۶۴ ناحیه شامل ۸ قسمت شعاعی و ۸ قسمت زاویه ای تقسیم شد. در این تقسیم بندی سعی شده است تمام نقاط موجود در یک ناحیه دارای PSF شبیه به هم باشند و از طرفی تعداد ناحیه ها به نحوی تعیین شود که زمان پردازش تصویر نهایی در بازه معقول قرار بگیرد. میزان تغییرات PSF در نواحی مرکزی تصویر کمتر است بنابراین فواصل بین شعاعی قطعات در نظر گرفته شده در این نواحی بیشتر خواهد بود. فواصل زاویه ای تمامی قطعات در تصویر یکسان است. با دور شدن از مرکز تصویر شکل PSF از حالت متقارن فاصله می گیرد و کشیده تر خواهد شد.

همچنین عملیات دکانولوشن با PSF ثابت بر روی تمامی تصویر انجام شده و نتایج آن با روش بخش بندی شده مقایسه می شود. هدف از این کار تعیین میزان مؤثر بودن ایده بخش بندی تصویر برای انجام دکانولوشن است.

استخراج PSF نواحی مختلف

بنابراین قدم اول در اصلاح تصاویر به دست آمده آن است که رفتار PSF در هر نقطه از میدان دید ثبت و بررسی شود. در مراحل بعدی با توجه به اطلاعات به دست آمده از این مرحله هر ناحیه تصویر با اعمال PSF مرتبط با خود اصلاح خواهد شد.

حاشیه گذاری برای قطعات

یکی از مشکلات الگوریتم های پردازشی مانند دکانولوشن که در قسمت محاسباتی خود از تبدیلات فوریه استفاده می کنند، بروز ناهنجاری ringing در تصویر نهایی است. در این پدیده در اطراف لبه های تصویر که کنتراست بالایی دارند نوارهای سیاه و سفید اضافی تشکیل می شود که باعث کاهش کیفیت تصویر می شوند. به وجود آمدن این نوارها تأثیر پدیده گیبس است که در هنگام استفاده از تبدیلات فوریه و معکوس فوریه رخ می دهد. میزان شدت این پدیده در لبه های تصویر بیشتر است زیرا در این نواحی شدت پیکسل ها به طور ناگهانی به صفر می رسد. برای حذف نوارها از لبه های تصویر می توان از تکنیک لایه گذاری استفاده

کرد. در این تکنیک اندازه تصویر اولیه بزرگ تر انتخاب خواهد شد و پس از انجام دکانولوشن برای هر قسمت نواحی اضافی متعلق به لبه ها حذف خواهند شد. با این کار نواحی کناری دارای ringing حذف شده و در تصویر نهایی که حاصل از کنار هم گذاشتن قطعات اولیه است، وجود نخواهند داشت. بدیهی است ضخامت حاشیه قطعات باید به گونه ای انتخاب شود که تمامی خراب شدگی های قسمت ringing را دربرگیرد. به همین منظور در این پروژه مقدار ۴۰ پیکسل به عنوان حاشیه تصویر انتخاب شد. شکل ۲ نحوه بخش بندی تصویر و حاشیه گذاری برای هر بخش را نشان می دهد.

اعمال الگوریتم دکانولوشن

پس از آماده سازی تصویر و PSF و انجام پیش پردازش ها عملیات دکانولوشن انجام خواهد شد. در این طرح از روش total variation constrained least-squares deconvolution برای انجام این عملیات استفاده شده است [۱۱].

به طور کلی این تکنیک با حل معادله کمینه سازی ۲ بهترین تخمین ممکن از تصویر اولیه را پیدا می کند.

$$\text{minimize}_f (\mu \|h * f - g\|_1 + \|f\|_{tv}) \quad (2)$$

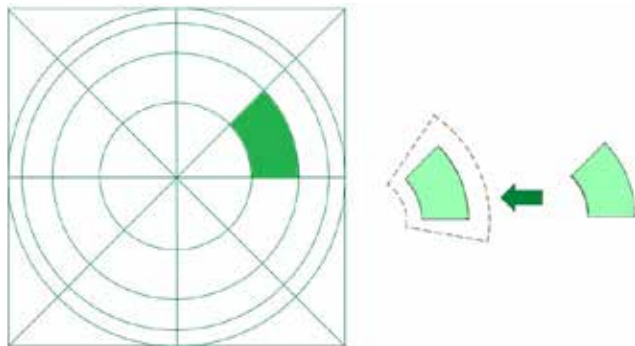
در معادله ۲ هدف به دست آوردن f مناسب است به طوری که مقدار کل معادله کمینه شود. در این حالت اختلاف تصویر اولیه و تصویر تخمین زده شده به حداقل خواهد رسید. مقدار $\|f\|_{tv}$ از معادله ۳ به دست می آید.

$$\|f\|_{tv} = \sum_i (\beta_x |D_x f|_i + \beta_y |D_y f|_i + \beta_t |D_t f|_i) \quad (3)$$

در این معادله D_x ، D_y ، D_t نمایانگر عملگرهای گرادیان در راستای محورها افقی، عمودی و زمانی هستند. ضرایب β_x ، β_y و β_t نیز مقادیر ثابتی هستند که گرادیان ها را کنترل می کنند.

تشکیل تصویر نهایی

پس از انجام عملیات دکانولوشن برای تمامی قسمت های تصویر باید



شکل ۲: نحوه بخش بندی تصویر (سمت چپ) و حاشیه گذاری برای قطعات (سمت راست)

یافته‌ها

نتایج اعمال الگوریتم معرفی شده با در نظر گرفتن PSF ثابت در کل تصویر و همچنین PSF متغیر در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده است.

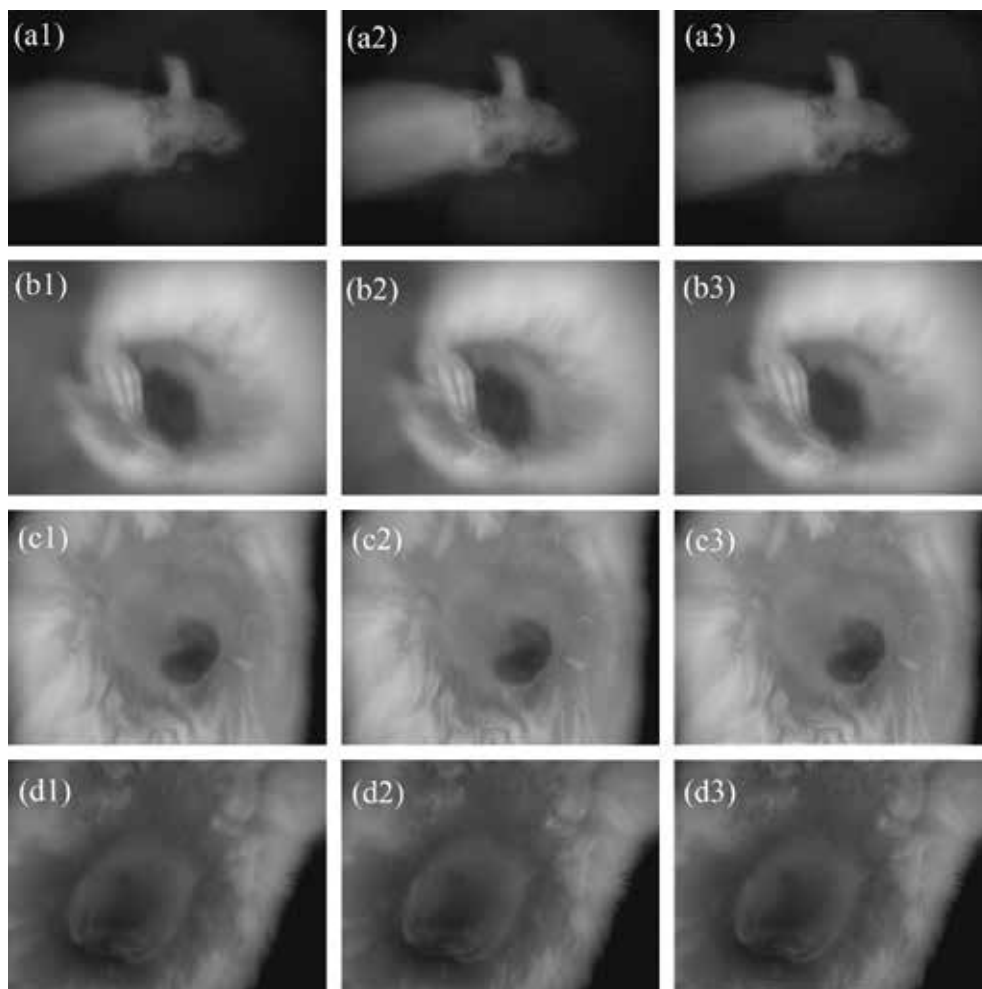
برای درک بهتر از میزان مؤثر بودن روش ارائه شده در بازیابی لبه‌ها و افزایش وضوح تصویر نهایی، تصویر لبه‌های تصاویر قبل و بعد از پردازش در شکل‌های ۵ و ۶ نشان داده شده است. برای این کار از عملگر زوبل با آستانه دلخواه استفاده شد. افزایش تعداد پیکسل‌های سفید نشان دهنده افزایش شدت لبه‌ها و در نتیجه افزایش وضوح تصویر نهایی است.

نتایج اندازه‌گیری پارامترهای TEN و SNR بر روی تصاویر اولیه و تصاویر پردازش شده در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده‌اند. پس از اندازه‌گیری پارامترهای ذکر شده برای بررسی معنی دار بودن تفاوت نتایج بین دکانولوشن با PSF و دکانولوشن با PSF متغیر، مقادیر TEN و SNR به دست آمده در این دو روش توسط آزمون t-test آنالیز شدند.

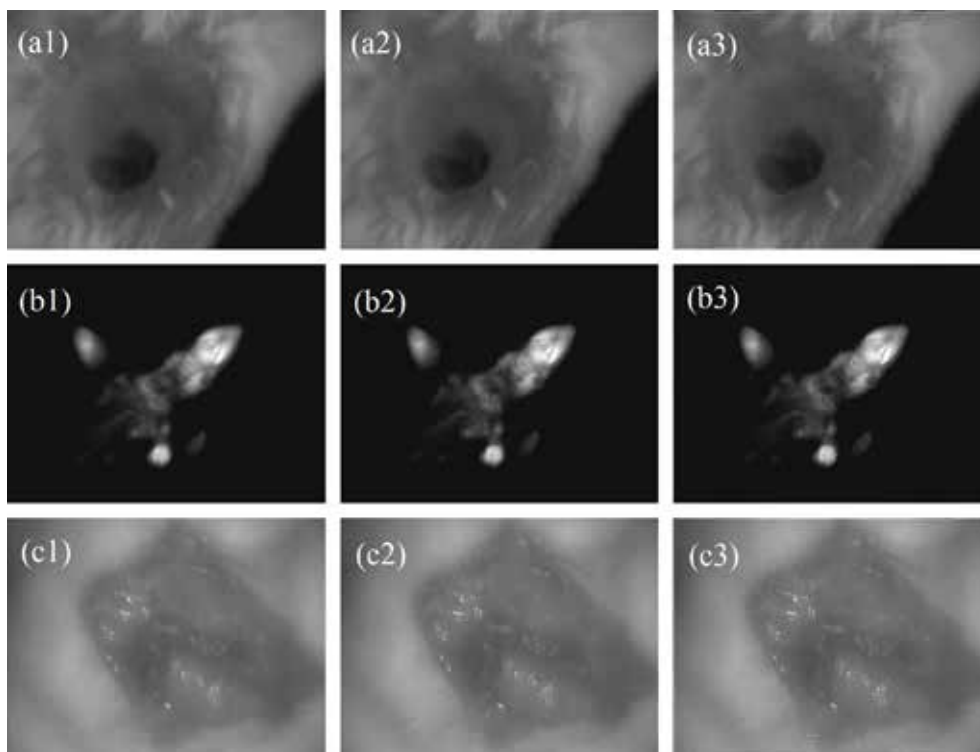
برای تشکیل تصویر نهایی آن‌ها را کنار هم قرار داد. در این حالت لبه‌های اضافی قطع‌ها که دارای نوارهای تیره و روشن بوده‌اند، حذف می‌شود و نواحی مرکزی آن‌ها برای تشکیل تصویر نهایی باقی خواهد ماند.

ارزیابی کمی

در این پروژه برای بررسی کمی میزان بهبود کیفیت تصویر پس از انجام پردازش‌های بیان شده از پارامترهای استاندارد SNR و TEN استفاده شده است. به طور کلی تکنیک‌های دکانولوشن باعث افزایش وضوح تصویر و افزایش TEN می‌شوند اما، اکثراً بر اثر این کار نویزهای موجود در تصویر نیز تشدید می‌شود و کیفیت تصویر را از جهت دیگری خراب می‌کنند [۱۰]. پارامتر SNR میزان نویز تصویر را نشان می‌دهد. بنابراین اندازه‌گیری این دو پارامتر نشان دهنده چگونگی تغییر کیفیت تصویر با در نظر گرفتن وضعیت برقراری این موازنه در تصویر نهایی است.



شکل ۳: چهار تصویر مختلف از اندام‌های فلورسنت ۴ موش متفاوت: a1, b1, c1 و d1 تصاویر بدون پردازش؛ a2, b2, c2 و d2 تصاویر پردازش شده با PSF ثابت؛ a3, b3, c3 و d3 تصاویر پردازش شده با PSF متغیر هستند



شکل ۴: سه تصویر مختلف از اندام‌های فلورسنت ۳ موش متفاوت: a1, b1, c1 تصاویر بدون پردازش؛ a2, b2, c2 تصاویر پردازش شده با PSF ثابت؛ a3, b3, c3 تصاویر پردازش شده با PSF متغیر هستند

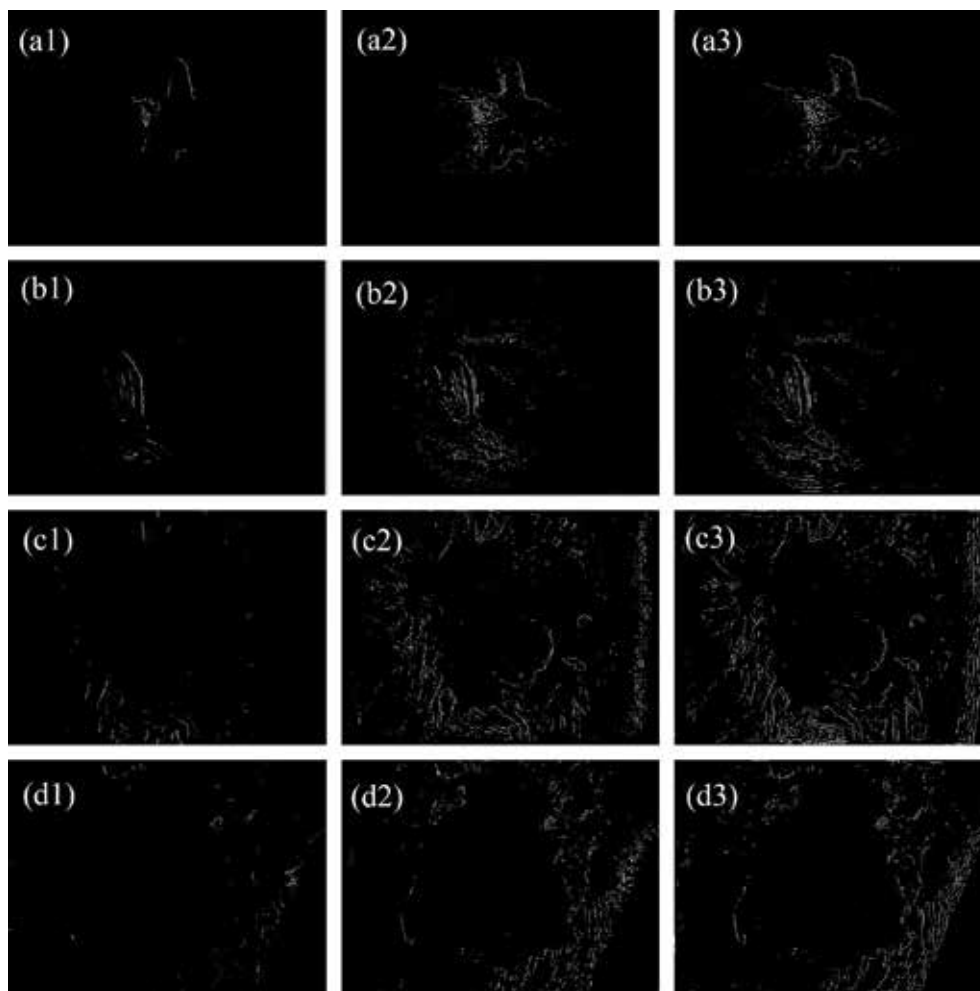
است که PSF سیستم را از حالت ایدئال خارج می‌کند. ایدئال بودن PSF باعث می‌شود تصویر دقیقاً با شیء یکسان باشد و بیشترین کیفیت را داشته باشد هرچند به وجود آوردن این شرایط در عمل امکان پذیر نیست بنابراین یکی از موضوعات بسیار مهم و چالش برانگیز در تمامی سیستم‌های تصویربرداری پزشکی بهبود میزان کیفیت تصاویر ثبت شده از لحاظ پارامترهای استاندارد کیفیت تصویر است.

به طور کلی روش‌های دکانولوشن را می‌توان از چند منظر دسته‌بندی کرد. در یک تقسیم‌بندی این روش‌ها به دو دسته *blind* و *non-blind* تقسیم می‌شوند [۱۲]. در روش‌های *blind* اطلاعاتی از PSF سیستم در دسترس نیست و تصویر نهایی ثبت شده از سخت‌افزار و یک حدس اولیه از PSF به عنوان ورودی به الگوریتم داده می‌شوند. خروجی الگوریتم نیز تصویر ایدئال و PSF تقریبی خواهد بود. در سال ۲۰۱۶ کامپیسی و همکاران روش‌های *blind deconvolution* را به همراه زمینه‌های کاربرد آن‌ها در پردازش تصاویر پزشکی مورد بررسی قرار دادند [۱۳]. در سال‌های بعد کاربردهای این روش‌ها در زمینه‌های تصویربرداری پزشکی مانند تصویربرداری میکروسکوپی، اولتراسوند و تصویربرداری توموگرافی گسیل پوزیترون توسعه پیدا کرد [۱۴-۱۶]. در صورتی که PSF سیستم در دسترس باشد، باید از الگوریتم‌های *non-blind* استفاده شود [۱۷]. الگوریتم‌های دکانولوشن *non-blind* را می‌توان به دو دسته تکرار شونده و مستقیم تقسیم کرد. در الگوریتم‌های مستقیم خروجی الگوریتم با یک

با توجه به نمودار مشخص می‌شود مقادیر TEN در تصاویر پردازش شده با PSF متغیر و ثابت نسبت به تصاویر پردازش نشده کاملاً افزایش داشته است. همچنین این مقادیر برای تصاویر پردازش شده با PSF متغیر حدود ۱/۵ تا ۲ برابر افزایش ($P\text{-value}=0.043$) را نسبت به تصاویر پردازش شده با PSF ثابت نشان می‌دهند. مقادیر SNR در تصاویر پردازش شده با PSF متغیر نسبت به پردازش با PSF ثابت یا اندکی افزایش یافته و یا تغییر نکرده است ($P\text{-value}=0.4$). همچنین در مقادیر SNR مربوط به این دو حالت نسبت به حالت بدون پردازش تفاوتی دیده نمی‌شود. با توجه به توضیحات داده شده در قسمت روش بررسی می‌توان نتیجه گرفت این تغییرات مطلوب ما بوده است.

بحث و نتیجه گیری

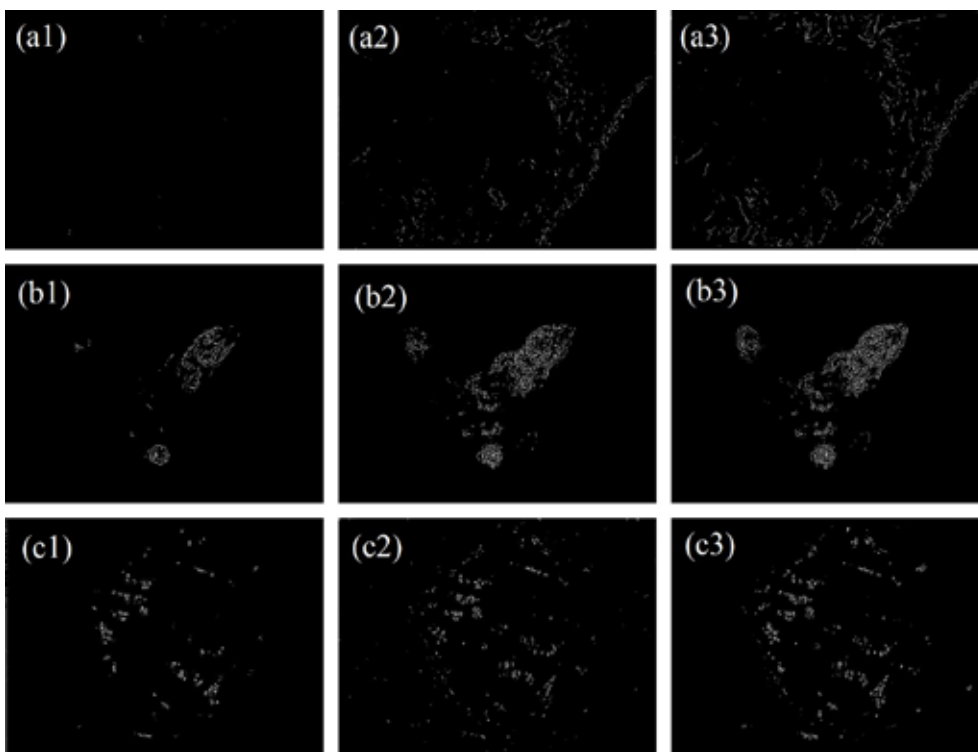
تصویربرداری نوری یکی از مؤثرترین مدالیته‌های تصویربرداری پزشکی است. امروزه کاربرد سامانه‌های تصویربرداری نوری در پزشکی در حال گسترش روزافزون می‌باشد. به نحوی که استفاده از سامانه‌های تصویربرداری نوری با استفاده از ماده فلورسنت به عنوان ماده حاجب در بررسی گره‌های لنفوی در حین جراحی، اندازه‌گیری غیر تهاجمی فعالیت‌های فیزیولوژیک، تصویربرداری از حیوانات آزمایشگاهی و تصویربرداری مولکولی فلورسنت گزارش شده است. یکی از مهم‌ترین دلایل افت کیفیت تصویر وجود ابیراهی‌های اپتیکی در سیستم تصویربرداری نوری



شکل ۵: نتایج استخراج لبه‌های ۴ تصویر متعلق به شکل ۳؛ a1، b1، c1 و d1 لبه تصاویر بدون پردازش؛ a2، b2، c2 و d2 لبه تصاویر پردازش‌شده با PSF ثابت؛ a3، b3، c3 و d3 لبه تصاویر پردازش‌شده با PSF متغیر هستند

در سال ۲۰۰۶ ساردر و همکاران در یک مقاله مروری روش‌های دکانولوشن رایج در پردازش تصاویر میکروسکوپی را مورد مطالعه قرار دادند [۱۹]. الگوریتم Lucy-Richardson یکی از پرکاربردترین این روش‌ها است. اما، یکی از معایب اصلی الگوریتم Lucy-Richardson سایر روش‌هایی که با تبدیل فوریه کار می‌کنند، به وجود آمدن ناهنجاری ringing در اطراف نواحی با تغییر شدید کنتراست و همچنین گوشه‌های تصویر است. برای حل این مشکل چان و همکاران در سال ۲۰۱۱ یک روش تکرارشونده جدید را ارائه دادند [۱۱]. در این روش که total variation constrained least-squares deconvolution نام دارد، گرادیان‌های شدت در اطراف لبه‌های با کنتراست بالا از بین می‌روند. در مطالعه آن‌ها این الگوریتم برای انجام دکانولوشن بر روی تصویر با نسبت‌های سیگنال به نویز ۶۱/۲۸، ۹۱/۲۹، ۵۷/۳۲ و ۱۱/۲۸ اعمال شد. پس از اعمال الگوریتم این مقادیر به ترتیب به ۷۸/۳۳، ۷۳/۳۴، ۰۷/۴۰ و ۸۸/۳۵ افزایش یافت. این نتایج به‌طور متوسط به میزان ۱۰ درصد از نتایج به‌دست‌آمده از سایر الگوریتم‌ها بهتر بود. به همین دلیل در این

بار اجرای آن به‌دست می‌آید و در نتیجه در زمان پردازش صرفه‌جویی می‌شود اما، نتیجه نهایی ممکن است کیفیت قابل قبولی نداشته باشد. از طرفی در الگوریتم‌های تکرارشونده ساخت تصویر خروجی به مرور و بر اثر اعمال چند باره الگوریتم یا بخشی از آن انجام می‌شود. در نتیجه برای اجرای این روش‌ها زمان بیشتری باید صرف شود اما، نتیجه نهایی در اکثر مواقع بهتر از نتیجه الگوریتم‌های مستقیم است [۱۰]. در این طرح به منظور به‌دست آوردن تصویر با کیفیت بالاتر از الگوریتم‌های تکرارشونده استفاده شده است. از آنجایی که علاوه بر پارامتر دقت، پارامتر زمان نیز در تصویربرداری‌های بیولوژی اهمیت فراوانی دارد، در سال‌های اخیر بهینه‌سازی‌هایی برای افزایش سرعت روش‌های دکانولوشن تکرارشونده انجام شده است. در این بهینه‌سازی‌ها سعی می‌شود زمان اجرای هر تکرار با استفاده از الگوریتم‌های ریاضی کاهش یابد و همگرایی تصاویر نهایی زودتر ایجاد شود [۱۸]. الگوریتم ارائه‌شده در این پروژه نیز از لحاظ سرعت اجرا جزء الگوریتم‌های سریع محسوب می‌شود.

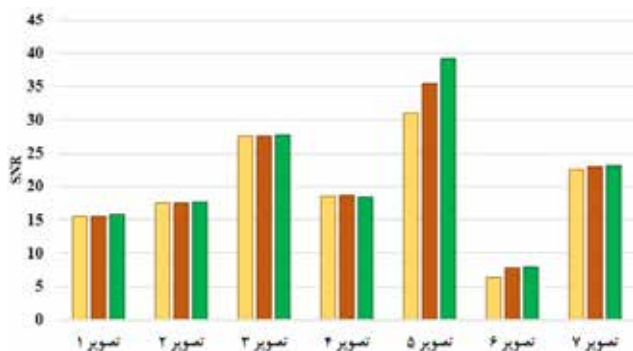


شکل ۶: نتایج استخراج لبه‌های ۳ تصویر متعلق به شکل ۴: a1, b1, c1 لبه تصاویر بدون پردازش؛ a2, b2, c2 لبه تصاویر پردازش شده با PSF ثابت؛ a3, b3, c3 لبه تصاویر پردازش شده با PSF متغیر هستند

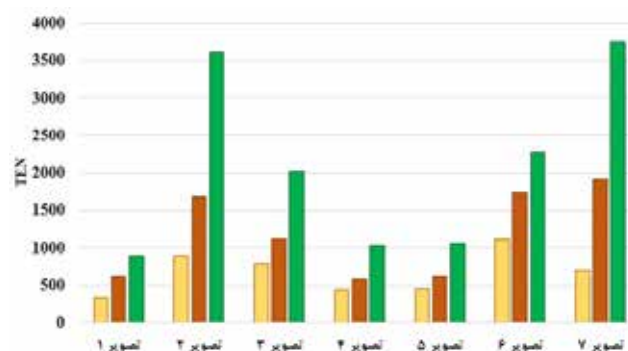
با توجه به نتایج به دست آمده می‌توان نتیجه گرفت راهکارهای ارائه شده در کاهش ابیراهی‌های سیستم و از بین بردن اثرات آن‌ها بر روی تصویر نهایی مؤثر می‌باشد و اجرای این راهکارها در سیستم تصویربرداری فلورسنت و سیستم‌های مشابه می‌تواند منجر به تصحیح اثرات منفی ابیراهی‌ها و سایر عوامل افت کیفیت تصویر شود.

مطالعه نیز از این روش برای انجام دکانولوشن بر روی تصاویر به دست آمده از سیستم استفاده شد.

الگوریتم پردازشی اعمال شده باعث افزایش چشمگیر وضوح تصویر (TEN) شد و پدیده تشدید نویز در اثر دکانولوشن را مهار کرد. در اثر اعمال الگوریتم معرفی شده پارامتر SNR بدون تغییر ماند و پارامتر TEN به مقدار ۲ تا ۵ برابر نسبت به تصویر بدون پردازش بیشتر شد. همچنین روش دکانولوشن با PSF متغیر نتایج بهتری از روش دکانولوشن با PSF ثابت را نتیجه داد (P-value=0.043).



نمودار ۲: مقادیر SNR تصاویر قبل و بعد از پردازش‌های نرم‌افزاری؛ ستون زرد رنگ: مقدار اولیه، ستون قهوه‌ای: بعد از پردازش با PSF ثابت و سبز: بعد از پردازش با PSF متغیر



نمودار ۱: مقادیر TEN تصاویر قبل و بعد از پردازش‌های نرم‌افزاری؛ ستون زرد رنگ: مقدار اولیه، ستون قهوه‌ای: بعد از پردازش با PSF ثابت و سبز: بعد از پردازش با PSF متغیر

References:

1. Ntziachristos V. Going deeper than microscopy: the optical imaging frontier in biology. *Nature methods*. 2010; 7(8): 603.
2. Herranz M, Ruibal A. Optical imaging in breast cancer diagnosis: the next evolution. *Journal of oncology*. 2012; 2012.
3. Balas C. editor Novel optical imaging technologies for in vivo diagnosis and screening. *Imaging Systems and Techniques, 2008 IST 2008 IEEE International Workshop on*; 2008: IEEE.
4. Behrooz A, Vasquez KO, Waterman P, Meganck J, Peterson JD, Miller P. editors. Open-air multispectral fluorescence-guided surgery platform for intraoperative detection of malignant tissue under ambient lighting conditions. *Molecular-Guided Surgery: Molecules, Devices, and Applications III*; 2017: International Society for Optics and Photonics.
5. Balas C. Review of biomedical optical imaging—a powerful, non-invasive, non-ionizing technology for improving in vivo diagnosis. *Measurement science and technology*. 2009; 20(10): 104020.
6. Wang LV, Wu H-i. *Biomedical optics: principles and imaging*: John Wiley & Sons; 2012.
7. Rangayyan RM. *Biomedical image analysis*: CRC press; 2004.
8. Sasián J. *Introduction to aberrations in optical imaging systems*: Cambridge University Press; 2013.
9. Cox G. *Optical imaging techniques in cell biology*: CRC Press; 2012.
10. Gonzalez RC, Woods RE, Eddins SL. *Digital Image Processing Using MATLAB®*: Gatesmark Publishing; 2009.
11. Chan SH, Khoshabeh R, Gibson KB, Gill PE, Nguyen TQJIToIP. An augmented Lagrangian method for total variation video restoration. 2011; 20(11): 3097-111.
12. Kundur D, Hatzinakos DJIspm. Blind image deconvolution. 1996; 13(3): 43-64.
13. Campisi P, Egiazarian K. *Blind image deconvolution: theory and applications*: CRC press; 2016.
14. Chae KJ, Goo JM, Ahn SY, Yoo JY, Yoon SH. Application of deconvolution algorithm of point spread function in improving image quality: an observer preference study on chest radiography. *Korean journal of radiology*. 2018; 19(1): 147-52.
15. Chen Z, Basarab A, Kouamé DJItomi. Compressive deconvolution in medical ultrasound imaging. 2016; 35(3): 728-37.
16. Qin J, Yi X, Weiss S, editors. A novel fluorescence microscopy image deconvolution approach. 2018 IEEE 15th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2018); 2018: IEEE.
17. Wallace W, Schaefer LH, Swedlow JRJB. A workingperson's guide to deconvolution in light microscopy. 2001; 31(5): 1076-97.
18. Biggs DS, Andrews MJAo. Acceleration of iterative image restoration algorithms. 1997; 36(8): 1766-75.
19. Sarder P, Nehorai AJISPM. Deconvolution methods for 3-D fluorescence microscopy images. 2006; 23(3): 32-45.