لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۸، دورهٔ ۱۶، شمارهٔ ۳، صفحات: ۲۱-۱۴.

مقاله پژوهشی

# بهبود تابع نقطه‌گستر سیستم تصویربرداری فلورسنت دوبعدی با استفاده از روش دکانولوشن تکرارشونده

**مجتبی صیدی** [۱]
**سید محسن ابراهیمی** [۱]
**سارا مشعلچی زاده** [۱]
**مریم صادقی فر** [۱]
**مرجانه حجازی** [۳,۲]

**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 ثبت‌شده 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 ثبت‌شده کیفیت تصاویر را افزایش دهد.

**روش بررسی:** برای بازیابی کیفیت تصویر از الگوریتم دکانولوشن تکرارشونده استفاده شد. ۷ تصویر توسط سیستم تصویربرداری معرفی‌شده 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 برروی تصاویر نیز از معیار های 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 پردازش‌شده نسبت به تصویر اولیه افزایش داشته باشند. این افزایش برای حالت دکانولوشن با PSF متغیر در مقایسه با PSF ثابت بسیار چشمگیرتر است (P-value = 0.043).

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

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

۱. *کارشناس ارشد فیزیک و مهندسی پزشکی، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران*

۲. *دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکدهٔ پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران*

۳. *مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در ایران، بیمارستان امام خمینی، تهران، ایران*

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

## مقدمه

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[۴-۱]. 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[۵]. به‌همین دلیل کاربردهای این روش به‌طور روزافزون افزایش می‌یابد. در تصویربرداری فلورسنت ابتدا مادهٔ 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 زندهٔ مورد نظر تابانده می‌شود. قسمت‌هایی که در آن‌ها مادهٔ بیشتری تجمع یافته است، بیشتر از سایر نقاط شروع به تابش نور گسیلی مادهٔ 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 مادهٔ فلورسنت است[۶].

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[۷]. تعدادی از این معایب مربوط به نقص سیستم تصویربرداری می‌باشد مانند نشت نور تحریکی، وجود ابیراهی[1]ها و نوع آشکارساز[۸]. همچنین معایبی مانند پراکندگی پرتوها در بافت و تغییر شکل جبههٔ 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 حیطهٔ سیستم‌های تصویربرداری میکروسکوپی انجام گرفته است و این روند تاکنون در روش‌های تصویربرداری ماکروسکوپی با میدان باز استفاده نشده است. درحالی‌که 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 قابل‌توجهی 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 تأثیر ابیراهی‌ها و کاهش تاری[۴] 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 رابطهٔ (۱) مدل کرد[۱۰]:

$$g=h*f+n \qquad (۱)$$

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 * نشان‌دهندهٔ عمل کانولوشن است. درصورتی‌که 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 برروی هر ۷ تصویر پیاده‌سازی شده است.

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




شکل۱: فلوچارت مراحل اصلاح نرم‌افزاری تصاویر

1. Aberration
2. Point Spread Function
3. Deconvolution
4. Blurring

### ناحیه‌بندی میدان دید

در چینش اپتیکی سیستم تصویربرداری فلورسنت طراحی‌شده میزان انحراف PSF سیستم از حالت ایدئال در لبه‌های تصویر افزایش می‌یابد. به‌عبارتی هرچه از مرکز میدان دید سیستم تصویربرداری به سمت لبه‌های آن برویم، کیفیت PSF سیستم کاهش خواهد یافت. به این‌گونه سیستم‌ها که در آن‌ها شکل PSF در نقاط مختلف میدان دید یکسان نیست، سیستم‌های shift-variant (SV) گفته می‌شود. بنابراین در سیستم‌های SV برای انجام دکانولوشن باید ابتدا تصویر به نواحی مختلف با PSF تقریباً یکسان جدا و سپس الگوریتم دکانولوشن برروی هر بخش جداگانه اعمال شود.

در این پروژه میدان دید سیستم به ۶۴ ناحیه شامل ۸ قسمت شعاعی و ۸ قسمت زاویه‌ای تقسیم شد. در این تقسیم‌بندی سعی شده است تمام نقاط موجود در یک ناحیه دارای PSF شبیه به هم باشند و از طرفی تعداد ناحیه‌ها به نحوی تعیین شود که زمان پردازش تصویر نهایی در بازهٔ معقول قرار بگیرد. میزان تغییرات PSF در نواحی مرکزی تصویر کمتر است بنابراین فواصل بین شعاعی قطاع‌های درنظر گرفته‌شده در این نواحی بیشتر خواهد بود. فواصل زاویه‌ای تمامی قطاع‌ها در تصویر یکسان است. با دور شدن از مرکز تصویر شکل PSF از حالت متقارن فاصله می‌گیرد و کشیده‌تر خواهد شد.

همچنین عملیات دکانولوشن با PSF ثابت برروی تمامی تصویر انجام‌شده و نتایج آن با روش بخش‌بندی‌شده مقایسه می‌شود. هدف از این کار تعیین میزان مؤثر بودن ایدهٔ بخش‌بندی تصویر برای انجام دکانولوشن است.

### استخراج PSF نواحی مختلف

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

### حاشیه‌گذاری برای قطاع‌ها

یکی از مشکلات الگوریتم‌های پردازشی مانند دکانولوشن که در قسمت محاسباتی خود از تبدیلات فوریه استفاده می‌کنند، بروز ناهنجاری ringing در تصویر نهایی است. در این پدیده در اطراف لبه‌های تصویر که کنتراست بالایی دارند نوارهای سیاه و سفید اضافی تشکیل می‌شود که باعث کاهش کیفیت تصویر می‌شوند. به وجود آمدن این نوارها تأثیر پدیدهٔ گیبس است که در هنگام استفاده از تبدیلات فوریه و معکوس فوریه رخ می‌دهد. میزان شدت این پدیده در لبه‌های تصویر بیشتر است زیرا در این نواحی شدت پیکسل‌ها به‌طور ناگهانی به صفر می‌رسد. برای حذف نوارها از لبه‌های تصویر می‌توان از تکنیک لایه‌گذاری استفاده کرد. در این تکنیک اندازهٔ تصویر اولیه بزرگ‌تر انتخاب خواهد شد و پس از انجام دکانولوشن برای هر قسمت نواحی اضافی متعلق به لبه‌ها حذف خواهند شد. با این کار نواحی کناری دارای ringing حذف‌شده و در تصویر نهایی که حاصل از کنار هم گذاشتن قطاع‌های اولیه است، وجود نخواهند داشت. بدیهی است ضخامت حاشیهٔ قطاع‌ها باید به‌گونه‌ای انتخاب شود که تمامی خراب‌شدگی‌های قسمت ringing را دربرگیرد. به همین منظور در این پروژه مقدار ۴۰ پیکسل به‌عنوان حاشیهٔ تصویر انتخاب شد. شکل ۲ نحوهٔ بخش‌بندی تصویر و حاشیه‌گذاری برای هر بخش را نشان می‌دهد.

### اعمال الگوریتم دکانولوشن

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

به‌طورکلی این تکنیک با حل معادلهٔ کمینه‌سازی ۲ بهترین تخمین ممکن از تصویر اولیه را پیدا می‌کند.

$$\text{minimize}_f\,(\mu \,||\, h * f - g \,||_1 + ||f||_{tv}) \qquad (۲$$

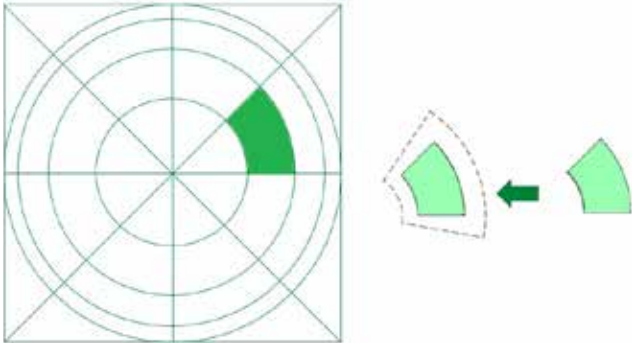
در معادلهٔ ۲ هدف به‌دست‌آوردن f مناسب است به‌طوری‌که مقدار کل معادله کمینه شود. در این حالت اختلاف تصویر اولیه و تصویر تخمین‌زده‌شده به حداقل خواهد رسید. مقدار $||f||_{tv1}$ از معادلهٔ ۳ به‌دست می‌آید.

$$||f||_{tv}=\sum_i (\beta_x|[D_x f]_i| + \beta_y |[D_y f]_i| + \beta_t|[D_t f]_i|) \qquad (۳$$

در این معادله $D_x$، $D_y$ و $D_t$ نمایانگر عملگرهای گرادیان در راستای محورهای افقی، عمودی و زمانی هستند. ضرایب $\beta_x$، $\beta_y$ و $\beta t$ نیز مقادیر ثابتی هستند که گرادیان‌ها را کنترل می‌کنند.

### تشکیل تصویر نهایی

پس از انجام عملیات دکانولوشن برای تمامی قسمت‌های تصویر باید



شکل۲: نحوهٔ بخش‌بندی تصویر (سمت چپ) و حاشیه‌گذاری برای قطاع‌ها (سمت راست)

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

### ارزیابی کمی

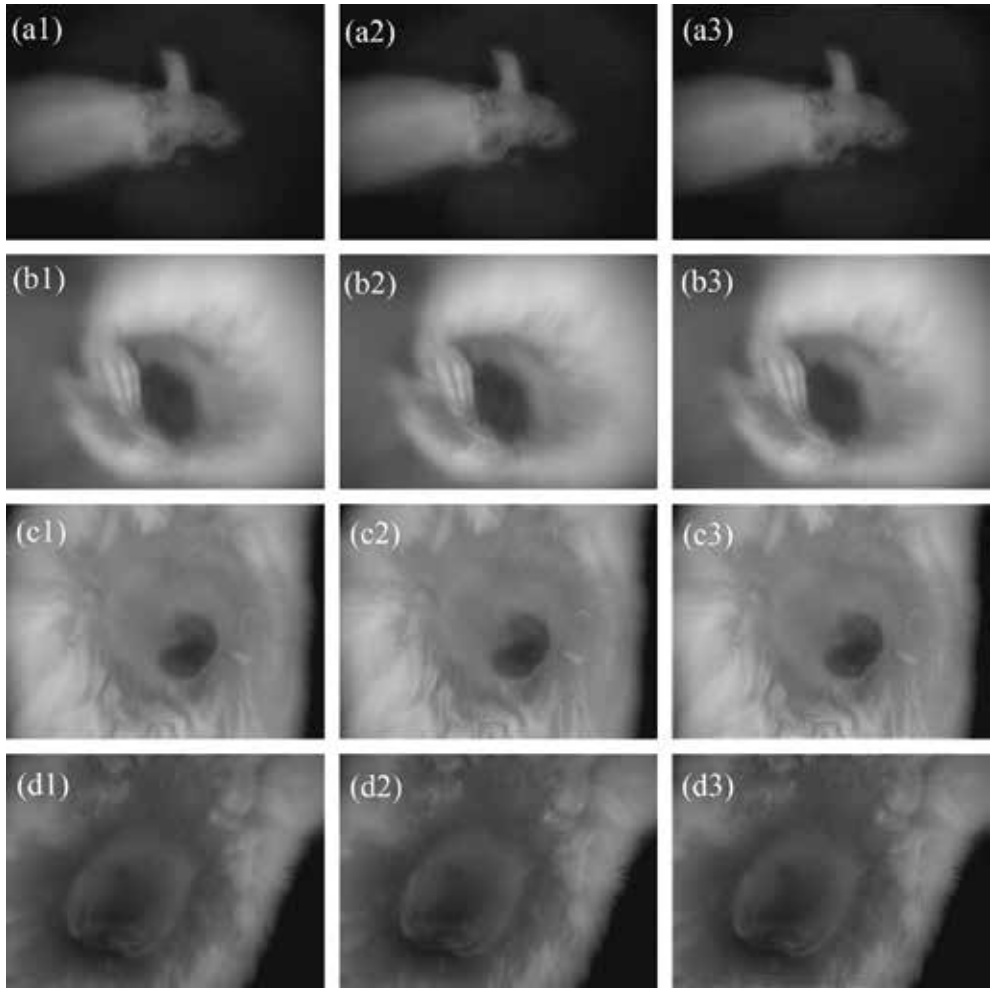
در این پروژه برای بررسی کمی میزان بهبود کیفیت تصویر پس از انجام پردازش‌های بیان‌شده از پارامترهای استاندارد SNR و TEN استفاده شده است. به‌طورکلی تکنیک‌های دکانولوشن باعث افزایش وضوح تصویر و افزایش TEN می‌شوند اما، اکثراً بر اثر این کار نویزهای موجود در تصویر نیز تشدید می‌شود و کیفیت تصویر را از جهت دیگری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

## یافته‌ها

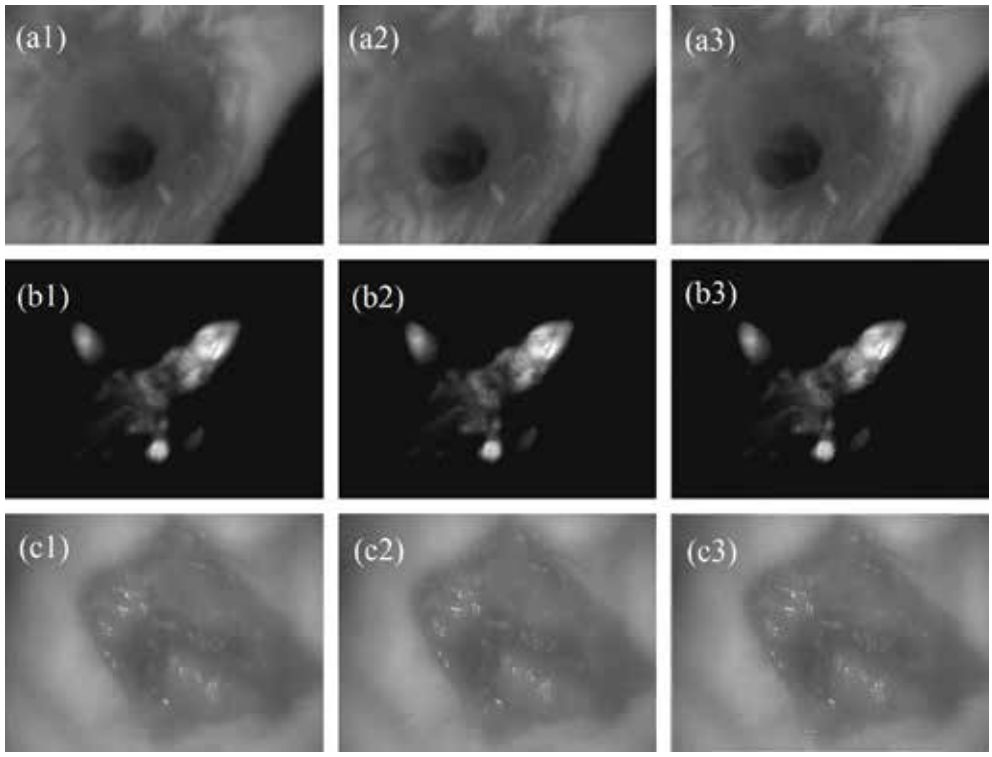
نتایج اعمال الگوریتم معرفی‌شده با درنظر گرفتن PSF ثابت در کل تصویر و همچنین PSF متغیر در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده است.

برای درک بهتر از میزان مؤثر بودن روش ارائه‌شده 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 آستانهٔ دلخواه استفاده شد. افزایش تعداد پیکسل‌های سفید نشان‌دهندهٔ افزایش شدت لبه‌ها و در نتیجه افزایش وضوح تصویر نهایی است.

نتایج اندازه‌گیری پارامترهای TEN و SNR برروی تصاویر اولیه و تصاویر پردازش‌شده در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده‌اند.پس از اندازه‌گیری پارامترهای ذکرشده برای بررسی معنی‌دار بودن تفاوت نتایج بین دکانولوشن با PSF و دکانولوشن با PSF متغیر، مقادیر TEN و SNR به‌دست‌آمده در این دو روش توسط آزمون t-test آنالیز شدند.




**شکل ۳: چهار تصویر مختلف از اندام‌های فلورسنت ۴ موش متفاوت؛ a۱، b۱، c۱ و d۱ تصاویر بدون پردازش؛ a۲، b۲، c۲ و d۲ تصاویر پردازش‌شده با PSF ثابت؛ a۳، b۳، c۳ و d۳ تصاویر پردازش‌شده با PSF متغیر هستند**



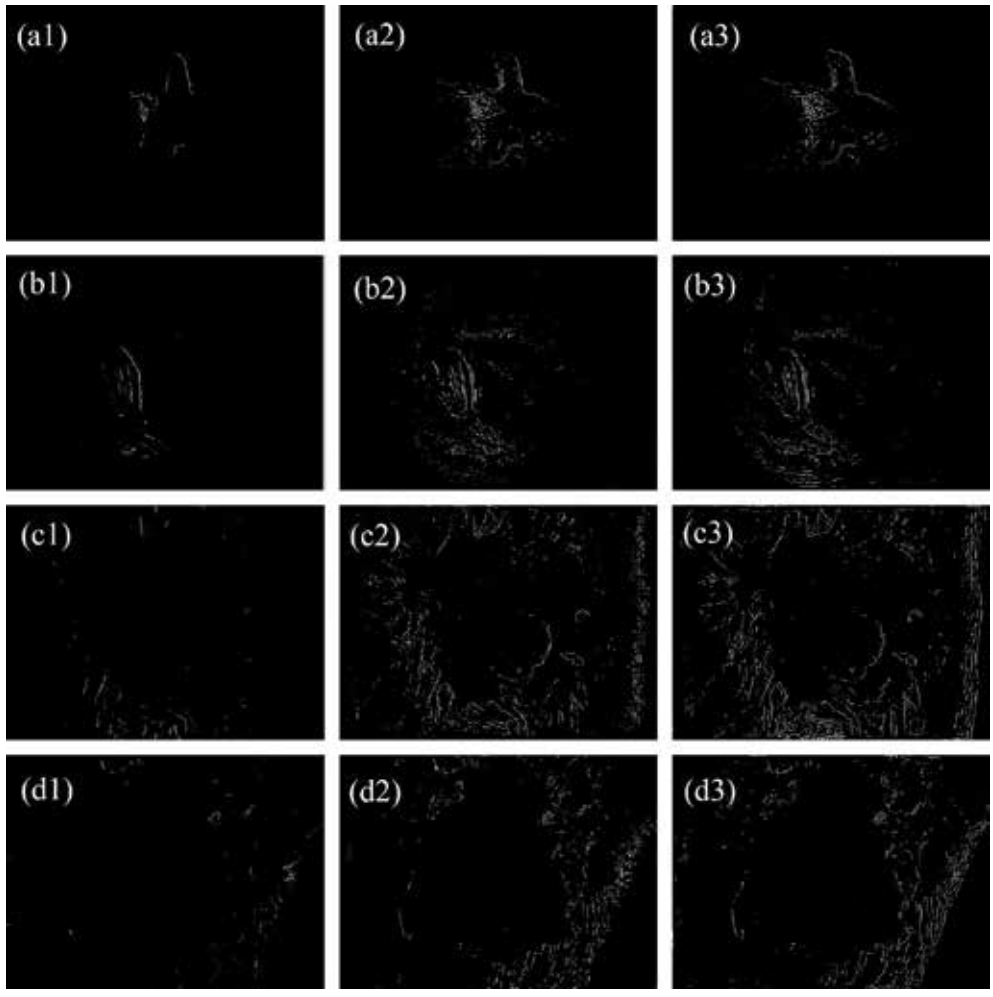

**شکل۴: سه تصویر مختلف از اندام‌های فلورسنت ۳ موش متفاوت؛ a۱، b۱، c۱ تصاویر بدون پردازش؛ a۲، b۲، c۲ تصاویر پردازش‌شده با PSF ثابت؛ a۳، b۳، c۳ تصاویر پردازش‌شده با PSF متغیر هستند**

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

## بحث و نتیجه‌گیری

تصویربرداری نوری یکی از مؤثرترین مدالیته‌های تصویربرداری پزشکی است. امروزه کاربرد سامانه‌های تصویربرداری نوری در پزشکی در حال گسترش روزافزون می‌باشد. به‌نحوی‌که استفاده از سامانه‌های تصویربرداری نوری با استفاده از مادهٔ فلورسنت به‌عنوان مادهٔ حاجب در بررسی گره‌های لنفاوی 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 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 به‌وجود آوردن این شرایط در عمل امکان‌پذیر نیست بنابراین یکی از موضوعات بسیار مهم و چالش‌برانگیز در تمامی سیستم‌های تصویربرداری پزشکی بهبود میزان کیفیت تصاویر ثبت‌شده از لحاظ پارامترهای استاندارد کیفیت تصویر است.

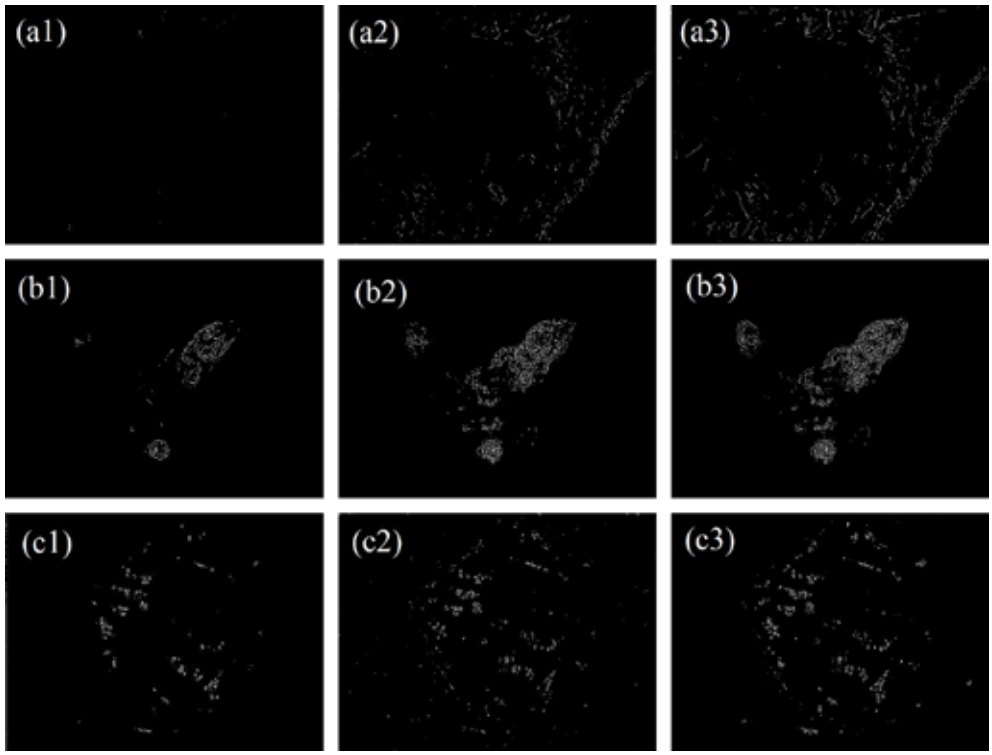
به‌طورکلی روش‌های دکانولوشن را می‌توان از چند منظر دسته‌بندی کرد. در یک تقسیم‌بندی این روش‌ها به دو دستهٔ blind و non-blind تقسیم می‌شوند[۱۲]. در روش‌های blind اطلاعاتی از PSF سیستم در دسترس نیست و تصویر نهایی ثبت‌شده از سخت‌افزار و یک حدس اولیه از PSF به‌عنوان ورودی به الگوریتم داده می‌شوند. خروجی الگوریتم 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[۱۶-۱۴]. درصورتی‌که PSF سیستم در دسترس باشد، باید از الگوریتم‌های non-blind استفاده شود[۱۷]. الگوریتم‌های دکانولوشن non-blind را می‌توان به دو دستهٔ تکرارشونده و مستقیم تقسیم کرد. در الگوریتم‌های مستقیم خروجی الگوریتم با یک




**شکل۵: نتایج استخراج لبه‌های ۴ تصویر متعلق به شکل ۳؛ a۱، b۱، c۱ و d۱ لبهٔ تصاویر بدون پردازش؛ a۲، b۲، c۲ و d۲ لبهٔ تصاویر پردازش‌شده با PSF ثابت؛ a۳، b۳، c۳ و d۳ لبهٔ تصاویر پردازش‌شده با PSF متغیر هستند**

بار اجرای آن به‌دست می‌آید و در نتیجه در زمان پردازش صرفه‌جویی می‌شود اما، نتیجهٔ نهایی ممکن است کیفیت قابل قبولی نداشته باشد. از طرفی در الگوریتم‌های تکرارشونده ساخت تصویر خروجی به مرور و بر اثر اعمال چند بارهٔ الگوریتم یا بخشی از آن انجام می‌شود. در نتیجه برای اجرای این روش‌ها زمان بیشتری باید صرف شود اما، نتیجهٔ نهایی در اکثر مواقع بهتر از نتیجهٔ الگوریتم‌های مستقیم است[۱۰]. در این طرح به منظور به‌دست آوردن تصویر با کیفیت بالاتر از الگوریتم‌های تکرارشونده استفاده شده است. ازآنجایی‌که 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.

در سال ۲۰۰۶ ساردر و همکاران در یک مقالهٔ 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 و 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 تکرارشوندهٔ 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 مطالعهٔ آن‌ها این الگوریتم برای انجام دکانولوشن برروی 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

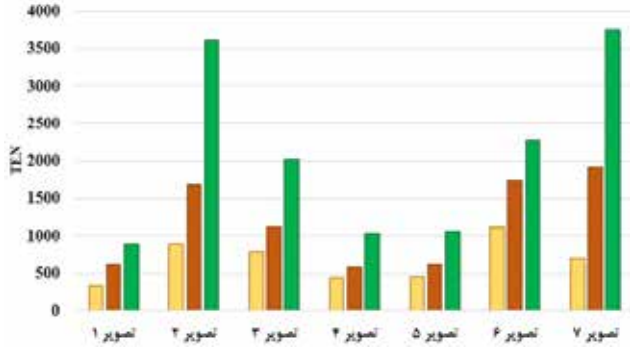



**شکل۶: نتایج استخراج لبه‌های ۳ تصویر متعلق به شکل ۴؛ a۱، b۱، c۱ لبهٔ تصاویر بدون پردازش؛ a۲، b۲، c۲ لبهٔ تصاویر پردازش‌شده با PSF ثابت؛ a۳، b۳، c۳ لبهٔ تصاویر پردازش‌شده با PSF متغیر هستند**

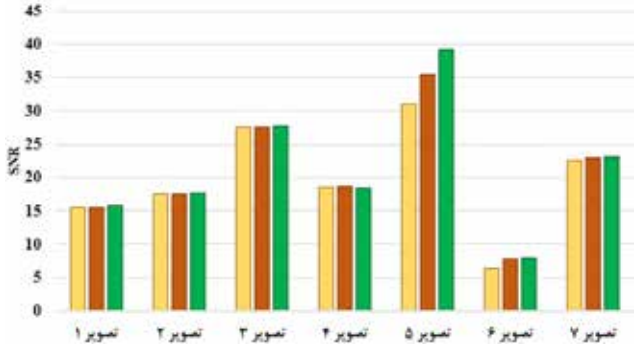
مطالعه نیز از این روش برای انجام دکانولوشن برروی تصاویر به‌دست‌آمده از سیستم استفاده شد.

الگوریتم پردازشی اعمال‌شده باعث افزایش چشمگیر وضوح تصویر (TEN) شد و پدیدهٔ تشدید نویز در اثر دکانولوشن را مهار کرد. در اثر اعمال الگوریتم معرفی‌شده 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).

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده می‌توان نتیجه گرفت راهکارهای ارائه‌شده در کاهش ابیراهی‌های سیستم و از بین بردن اثرات آن‌ها برروی 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.




**نمودار۱: 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**




**نمودار۲: 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**

## 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.