

# استخراج نقشه‌ی رگ‌های خونی مغز توسط ادغام سری تصاویر DSA مبتنی بر تبدیل ویولت

صبا مومنی<sup>(۱)</sup> - حسین پورقاسم<sup>(۲)</sup>

(۱) کارشناس ارشد - دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف‌آباد

(۲) استادیار - دانشکده برق، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد نجف‌آباد

تاریخ پذیرش: پاییز ۱۳۹۲

تاریخ دریافت: زمستان ۱۳۹۱

**خلاصه:** اخیراً ادغام تصاویر در زمینه‌ی تصاویر پزشکی نقش برجسته و قابل توجهی را به خود اختصاص داده است. از جمله تصاویر پزشکی، می‌توان به تصاویر آنژیوگرافی تفریق دیجیتال (DSA) اشاره کرد که برای نمایش رگ‌های خونی استفاده می‌شوند. در این مقاله یک روش نوین برای ادغام سری تصاویر آنژیوگرافی تفریق دیجیتال بر اساس خصوصیات ضرایب تبدیل ویولت پیشنهاد شده است. ادغام ضرایب فرکانس بالا بر اساس یک نقشه‌ی ادغام پیشنهادی و چهار معیار ارزیابی متفاوت که معرف سطح انرژی ضرایب هستند، انجام شده است. سپس الگوریتم پیشنهادی بر اساس تبدیلات مختلف ویولت و برای معیارهای مختلف ارزیابی سطح فعالیت ضرایب فرکانس بالا، مقایسه شده است. مقایسه‌ها بر اساس معیارهای ارزیابی علمی تعریف شده، که وجود نویز، میزان اطلاعات موجود در تصویر ادغام و مقدار همبستگی را ارائه خواهند کرد، انجام شده است. در آخر تبدیل ویولت Meyer به عنوان تبدیل برتر، مجموع لاپلاسین اصلاح شده و انرژی محلی به عنوان بهترین معیار ارزیابی سطح فعالیت ضرایب فرکانس بالا و پایین، برای استخراج بهترین نقشه‌ی رگ‌های خونی مغز نتیجه‌گیری شده‌اند.

**کلمات کلیدی:** نقشه رگ‌های خونی، آنژیوگرافی تفریق دیجیتال، تبدیل ویولت، ادغام ضرایب، معیارهای ارزیابی سطح فعالیت ضرایب.

## Brain Blood Vessel Map Extraction Using Wavelet-based DSA Fusion

Saba Momeni<sup>(1)</sup> - Hossein Pourghassem<sup>(2)</sup>

(1) MSc - Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University  
Momeni.saba66@gmail.com

(2) Assistant Professor - Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University  
h\_pourghassem@iaun.ac.ir

Recently image fusion has prominent and applicable roles in medical image processing. Digital subtraction angiography (DSA) image is applied to display map of blood vessels. In this essay, a new fusion algorithm for DSA serial images based on discrete wavelet transform coefficients is proposed. Fusion of high frequency coefficients is based on proposed fusion map and four evaluation criteria which introduce level of coefficient's energy. Our algorithm will be compared for different wavelet transforms and activity criteria for high frequency coefficients. The comparisons are based on the objective evaluation criteria which show measure of noise existence, sharpness and correlation between the fusion result and reference image. Finally, Meyer discrete wavelet transform is resulted as the best wavelet transform, and sum of modified Laplacian, local energy are introduced as activity level measurement for high and low frequency coefficients in process of brain vessel map extraction.

**Index Terms:** Blood vessel map, digital subtraction angiography, wavelet transform, coefficients merging, activity level measurement criteria, corresponding coefficients.

## ۱- مقدمه

در بحث ادغام تصاویر دو یا چند تصویر با هم ترکیب می‌شوند و در آخر یک تصویر خروجی از تمام تصاویر ورودی که خصوصیات بارز آن‌ها را به همراه داشته باشد، ارائه خواهد شد. اخیراً ادغام تصاویر در زمینه‌های مختلف و در کاربردهای متفاوت مورد توجه قرار گرفته است. از جمله کاربردها می‌توان به: استفاده در سیستم‌های حفاظتی و نظامی [۱]، استفاده در زمینه‌های پزشکی از جمله تشخیص و درمان بیماری [۲، ۳]، استفاده در تصاویر ماهواره‌ای برای تشخیص جاده، رود، جمعیت [۴] و استفاده در سیستم‌های شناسایی هدف [۵] اشاره کرد.

هدف از ادغام تصاویر، ارائه یک تصویر با کیفیت و اطلاعات کافی برای درک بینایی هر چه بیشتر انسان می‌باشد. ادغام تصاویر در سه سطح پیکسل، ویژگی و تصمیم دسته‌بندی می‌شود. الف) ادغام در سطح پیکسل: در این‌جا، هر پیکسل از تصویر حاصل از ادغام با ترکیب پیکسل‌های نظیر در سری تصاویر ورودی به دست خواهد آمد، ب) ادغام در سطح تصمیم: در این‌جا هر کدام از تصاویر ورودی بنا به تعریف، به برجسب‌هایی تفکیک خواهند شد. سپس عمل ادغام روی این برجسب‌ها انجام خواهد گرفت، ج) ادغام در سطح ویژگی: ابتدا از هر تصویر ویژگی معین شده استخراج خواهد شد و سپس عمل ادغام روی ویژگی‌های استخراج شده، انجام خواهد گرفت.

از دیدگاه دیگر می‌توان ادغام تصاویر را بر اساس تصاویر ورودی به ۴ گروه دسته بندی کرد:

الف- ادغام تصاویر از زوایای متفاوت: ادغام تصاویری که از یک صحنه از زوایای مختلف گرفته شده‌اند. به طور مثال به ادغام تصاویر ماموگرافی، از زوایای رو به رو و مایل برای تشخیص تومور می‌توان اشاره کرد.

ب- ادغام تصاویر از مودالیت‌های متفاوت: ادغام تصاویری که از سنسورهای متفاوت گرفته شده‌اند. از جمله کاربردهای این دسته از ادغام، می‌توان به ترکیب تصاویر سی‌تی اسکن با ام‌آر‌آی در شناسایی تومور، یا ادغام تصاویر مادون قرمز و مرئی برای داشتن تصویر با کیفیت بهتر اشاره کرد.

ج- ادغام تصاویر از زمان‌های متعدد: ادغام تصاویری که از یک صحنه در زمان‌های متعدد گرفته شده‌اند. این روش برای اندازه‌گیری و مشاهدات تغییرات استفاده خواهد شد. به عنوان نمونه در پزشکی برای بررسی رشد تومور و عارضه‌های بدخیم از این روش می‌توان استفاده کرد.

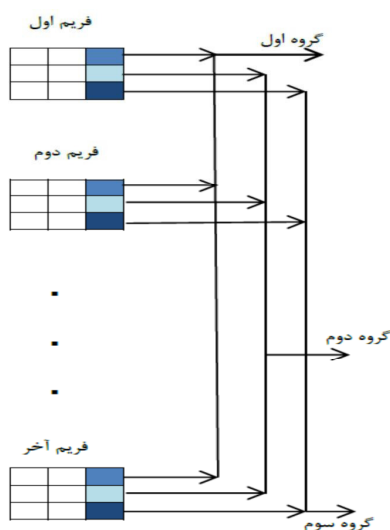
د- ادغام تصاویر چند تمرکز: ادغام تصاویری که هر کدام به نوبه خود به قسمتی از تصویر تمرکز دارند. به طور نمونه برای شناسایی بافت و تومور در حیطه پزشکی استفاده خواهد شد.

امروزه با توجه به پیشرفت‌های موجود در تکنولوژی مدرن تصویر برداری پزشکی، ادغام تصاویر در زمینه پزشکی توانسته نقش بسیار تأثیر گذاری را ایفا کند [۶].

در تکنولوژی تصویر برداری پزشکی، هر کدام از انواع تصاویر پزشکی در روند درمان و تشخیص بیماری نقش ویژه‌ای را ایفا خواهند کرد. تصویر برداری تشدید مغناطیسی (MRI)، پرتو نگاری کامپیوتری (CT) و تصویر برداری توسط اشعه‌ی مافوق صوت از جمله تصاویر پزشکی معمول به شمار می‌آیند. آنژیوگرافی توسط اشعه‌ی مغناطیسی (MRA) و آنژیوگرافی تفریق دیجیتال دو بعدی (DSA)، سه نوع مختلف از عمل آنژیوگرافی می‌باشند. هر کدام از این دسته تصاویر آنژیوگرافی نقش مخصوص به خود را برای ارائه‌ی ساختار رگ ایفا می‌کنند. به عنوان موارد استفاده مشترک برای این سه نوع روش آنژیوگرافی می‌توان به تشخیص اتساع یا انسداد رگ، تشخیص نوع خونریزی، ارزیابی و تشریح تومور اشاره کرد. تصویر برداری آنژیوگرافی دو بعدی توسط اشعه X، کاتتر، ماده حاجب و دستگاه تصویر برداری پزشکی از زوایای مختلف انجام می‌شود. در این عمل به تصویر قبل از تزریق ماده حاجب تصویر ماسک و به تصویر بعد از تزریق ماده‌ی حاجب تصویر کنتراست گفته می‌شود [۷]. بعد از عمل تثبیت، با تفریق تصاویر ماسک و کنتراست سری تصاویر DSA حاصل خواهند شد. با توجه به این که هر کدام از تصاویر DSA بنا به حرکت ماده حاجب قسمتی از ساختار کل رگ را نمایش خواهند داد، در نتیجه می‌توان گفت یکی از بهترین کاربردهای ادغام تصاویر در زمینه‌ی پزشکی، ارائه‌ی نقشه ساختار کل رگ توسط ادغام سری تصاویر DSA می‌باشد. این نقشه‌ی ارائه شده می‌تواند به عنوان یک راهنمای خوب در روند تشخیص و درمان بیماری برای پزشک، بسیار مفید واقع شود.

امروزه پیشرفت‌های چشم‌گیری در زمینه‌ی تبدیلات چند مقایسه برای ارائه‌ی خصوصیات تصویر در سطوح رزولوشن متفاوت و در جهت‌های مختلف مشاهده شده است. از جمله تبدیلات شایع و مورد استفاده در زمینه‌ی ادغام تصاویر می‌توان به تبدیل لاپلاسین [۸]، تبدیل ویولت [۹]، تبدیل کرولت [۱۰] و تبدیل کانتورلت [۱۱] اشاره کرد. در مقاله [۱۲] نویسندگان روش ادغام در سطح ویژگی و ادغام در سطح پیکسل را با هم در نظر گرفته‌اند. ابتدا از تبدیل ویولت اضافی برای تجزیه‌ی تصاویر چند تمرکزی استفاده شده و سپس بر اساس ویژگی‌های لبه، ادغام ضرایب انجام گرفته است. در [۴] برای داشتن تصویر با رزولوشن مکانی و فرکانسی بالا، ادغام تصاویر چند طیفی (MS) و تصاویر با رزولوشن مکانی بالا (PAN) بر اساس تبدیل کرولت انجام شده است. در [۱۳] برای ادغام تصاویر دید در شب و تصاویر مرئی از تبدیل کانتورلت استفاده شده است. در این مقاله ادغام ضرایب فرکانس پایین با عمل میانگین‌گیری و ادغام ضرایب فرکانس بالا بر اساس روش میانگین وزن‌دار، بررسی سطح انرژی ضرایب و میزان همبستگی بین آن‌ها انجام گرفته است. در [۱۴] از سری تصاویر آنژیوگرافی دو بعدی DSA، تبدیل ویولت و مدل دینامیک فازی برای انتخاب هر چه

نتیجه گرفت همبستگی بین ضرایب کمتر خواهد بود. در این نقشه از دو روش ادغام میانگین وزن دار و انتخاب بیشینه بر اساس مقدار آستانه (T)، برای انتخاب هرچه بهتر ضرایب فرکانس بالا و جمع آوری بهینه‌ی اطلاعات رگ‌ها استفاده شده است. همچنین در الگوریتم پیشنهادی، معیارهای ارزیابی سطح فعالیت ضرایب فرکانس بالا، بر اساس ویژگی‌های لبه از جمله تغییرات شدید سطح روشنایی و سطح بالای روشنایی، معین شده‌اند. برای ضرایب فرکانس پایین پس از گروه بندی ضرایب مشابه، انرژی محلی ضرایب و انتخاب مقدار بیشینه به عنوان معیار ارزیابی سطح فعالیت ضرایب و قانون ادغام، انتخاب شده‌اند. شکل (۲) روند کلی الگوریتم ادغام را نمایش می‌دهد.



شکل (۱): گروه بندی ضرایب مشابه در یک زیر باند

Fig. (1): Corresponding coefficients grouping in one sub band

بهتر ضرایب استفاده شده است. در [۱۵] نویسندگان برای ادغام سری تصاویر دو بعدی DSA از تبدیل کرولت، میزان آنترویی از سطوح مختلف این تبدیل و تابع عضویت بر اساس منطق دینامیک فازی استفاده کرده‌اند.

هدف این مقاله استخراج نقشه‌ی رگ‌های خونی از سری تصاویر DSA می‌باشد. در این‌جا الگوریتم ادغام بر اساس ضرایب تبدیل ویولت انجام گرفته است. برای ضرایب فرکانس بالا روش‌های ادغام بر اساس میزان همبستگی بین ضرایب و برای معیارهای ارزیابی مختلف سطح فعالیت ضرایب، پیشنهاد شده است. همچنین برای ادغام ضرایب فرکانس پایین معیار انرژی محلی و روش انتخاب بیشینه در نظر گرفته شده است. در آخر الگوریتم پیشنهادی برای سه نوع مختلف از تبدیلات ویولت و چهار معیار ارزیابی گوناگون سطح فعالیت ضرایب فرکانس بالا، ارزیابی خواهد شد. در ادامه مقاله به ترتیب در قسمت دوم به معرفی الگوریتم پیشنهادی، در قسمت سوم به بررسی آزمایشات و نتایج و در قسمت آخر به نتیجه‌گیری کلی پرداخته خواهد شد.

## ۲- الگوریتم ادغام پیشنهادی

به طور کل الگوریتم ادغام بر اساس ضرایب تبدیلات چند مقیاسه در چهار مرحله انجام می‌شود: الف) جمع آوری ضرایب مشابه، ب) محاسبه سطح انرژی هر یک از ضرایب، ج) اعمال قانون ادغام بر روی ضرایب، د) بازسازی تصویر ادغام توسط اعمال تبدیل معکوس. شکل (۱) گروه بندی ضرایب مشابه را برای سه گروه نمونه در یک زیر باند یکسان نمایش می‌دهد. در الگوریتم پیشنهادی، ابتدا از تبدیل ویولت دیجیتال (DWT) برای تجزیه تصاویر DSA به ضرایب فرکانس بالا و پایین استفاده می‌شود. سپس قوانین ادغام بر اساس خصوصیات ضرایب فرکانس بالا و پایین به طور جداگانه، اعمال می‌شوند. برای ضرایب فرکانس بالا یک نقشه تصمیم ادغام مطابق رابطه (۱) ارائه شده است.

(۱)

$$MD < T = \begin{cases} \text{انتخاب بیشینه} \\ \text{میانگین وزن دار} \end{cases}$$

نقشه ادغام برای ضرایب فرکانس بالا

در این نقشه ادغام MD و T به ترتیب بیان گر میزان همبستگی و مقدار آستانه می‌باشند. برای میزان همبستگی بین ضرایب، ابتدا در هر ماتریس زیر باند، ضرایبی که در جایگاه یکسان قرار گرفته‌اند، (مطابق گروه بندی در شکل (۱))، به یک گروه اختصاص داده می‌شوند. سپس برای هر کدام از این گروه‌ها میزان واریانس اندازه‌گیری خواهد شد. شایان ذکر است که مقدار واریانس میزان همبستگی ضرایب در یک گروه را مشخص خواهد کرد. هرچه مقدار واریانس بیشتر باشد، می‌توان

$$\phi_{j,m,n}(x,y) = 2^{\frac{j}{2}} \phi(2^j x - m, 2^j y - n), \quad m,n \in Z^2 \quad (2)$$

$$\psi_{j,k,m}^{(i)}(x,y) = 2^j \psi^i(x - 2^j m, y - 2^j n) \quad (3)$$

$$j \geq 0, \quad i = H, V, D. \quad (j, m, n) \in Z$$

در این رابطه اندیس  $i$  موجکهای جهت دار را میسازد و  $i = \{H, V, D\}$  به ترتیب بیانگر زیر باند افقی، عمودی و قطری می باشد. با دو تابع مقیاس  $\phi$  و موجک  $\psi$  به ترتیب سه تابع به صورت رابطه (۴) با انتقال  $\forall j \in Z$  تعریف خواهد شد:

$$\begin{aligned} \psi_{j,k,m}^{(H)}(x,y) &= \phi_{j,k}(x) \psi_{j,m}(y) \\ \psi_{j,k,m}^{(V)}(x,y) &= \psi_{j,k}(x) \phi_{j,m}(y) \\ \psi_{j,k,m}^{(D)}(x,y) &= \psi_{j,k}(x) \psi_{j,m}(y) \end{aligned} \quad (4)$$

$$(k, m) \in Z^2$$

در اینجا  $\psi_{j,k,m}^{(D)}(x,y)$ ،  $\psi_{j,k,m}^{(V)}(x,y)$ ،  $\psi_{j,k,m}^{(H)}(x,y)$  موجکهایی هستند که تغییرات تابع را در جهت های مختلف تعیین می کنند. اگر تابع دو بعدی مقیاس و موجک را داشته باشیم برای تابع  $f(x,y)$  با اندازه  $M \times N$  داریم:

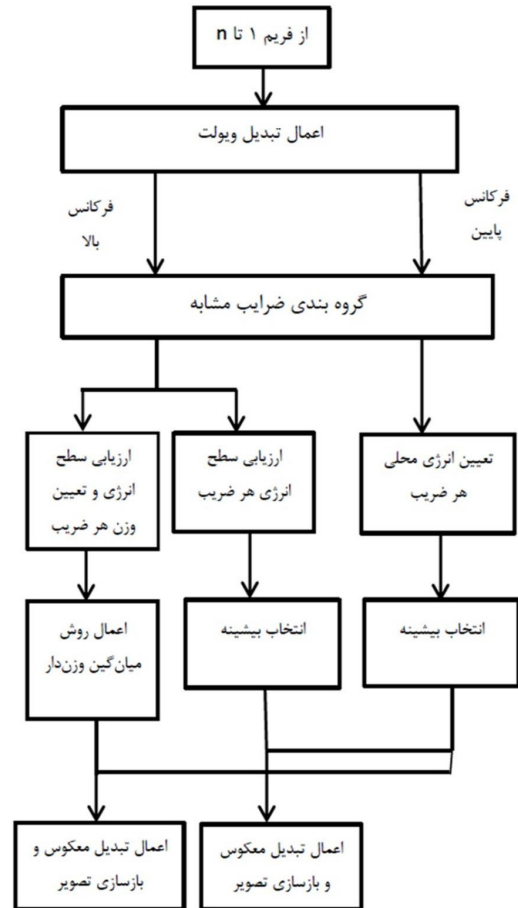
$$W_\phi(j_0, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \phi_{j_0,m,n}(x,y) \quad (5)$$

$$\begin{aligned} W_\psi^i(j, m, n) &= \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \psi_{j,m,n}^i(x,y) \\ i &= \{H, V, D\} \end{aligned} \quad (6)$$

که در دو روابطه فوق، ضرایب  $W_\phi(j_0, m, n)$  تخمینی از تابع  $f(x,y)$  در مقیاس  $j_0$  را به همراه دارند و ضرایب  $W_\psi^i(j, m, n)$  جزئیات افقی، عمودی و قطری را برای مقیاس  $j \geq j_0$  ارائه می کنند. در ادامه می توان گفت، برای  $m, n = j, 0, 1, 2, \dots, J-1$   $j_0 = 0, 0, 1, \dots, 2^j - 1$  و با داشتن دو تابع  $W_\phi^i$  و  $W_\psi^i$  از رابطه (۷) به صورت معکوس تبدیل ویولت به دست می آید.

$$\begin{aligned} f(x,y) &= \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_m \sum_n W_\phi(j_0, m, n) \phi_{j_0,m,n}(x,y) + \\ & \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{i=H,V,D} \sum_{j=j_0}^{\infty} \sum_m \sum_n W_\psi^i(j, m, n) \psi_{j,m,n}^i(x,y) \end{aligned} \quad (7)$$

(۴۶)



شکل (۲): نمای کلی الگوریتم ادغام پیشنهادی بر اساس ضرایب ویولت  
Fig. (2): Proposed Fusion algorithm based on wavelet coefficients

## ۲-۱- تبدیل ویولت

تبدیل ویولت برای غلبه بر کاستی های تبدیل فوریه ارائه گردید است. از جمله خصوصیت بارز این تبدیل ارائه ویژگی های مهم یک تصویر، از جمله لبه ها در جهت و رزولوشن متفاوت می باشد [۹]. در این مقاله از تبدیل ویولت دو بعدی برای تجزیه تصاویر DSA استفاده شده است. هر تصویر DSA به سه زیر باند جزئیات یا فرکانس بالا و یک زیر باند تقریب یا فرکانس پایین تجزیه خواهد شد. سه زیر باند فرکانس بالا شامل زیر باند افقی (HL)، زیر باند عمودی (LH)، زیر باند قطری (HH) می باشد. زیر باند فرکانس پایین که تقریبی از تصویر ورودی را ارائه خواهد کرد به زیر باند تقریب (LL) نام گذاری شده است. در ادامه معرفی مختصری در رابطه با تبدیل ویولت ارائه شده است. از رابطه (۲) و (۳) به ترتیب دو تابع مقیاس و موجک  $\phi_{j,m,n}(x,y)$  و  $\psi_{j,k,m}^{(i)}$  تعریف می شوند.

۲-۲- ادغام برای ضرایب فرکانس بالا

زیر باندهای فرکانس بالا جزئیات تصویر از جمله لبه‌ها و منحنی‌ها را ارائه خواهند کرد. معیارهای ارزیابی در نظر گرفته شده برای ضرایب فرکانس بالا عبارت است از: مقدار مطلق (AV)، مجموع انرژی گرادیان (SEOG) [۱۶]، واریانس محلی (LV) [۱۷] و مجموع لاپلاسیان اصلاح شده (SML) [۱۸]. در این مقاله قانون‌های ادغام برای معیارهای ارزیابی مختلف معرفی شده، یکسان در نظر گرفته شده‌اند. در ادامه به معرفی معیارهای ارزیابی و روش‌های ادغام برای ضرایب فرکانس بالا می‌پردازیم.

۲-۲-۱- مقدار مطلق

در این معیار ارزیابی برای هر ضریب مقدار مطلق آن در نظر گرفته می‌شود. براساس این معیار می‌توان گفت ضریبی که بیشترین مقدار را دارد، مربوط به تغییرات شدید روشنایی در تصویر می‌شود.

۲-۲-۲- مجموع انرژی گرادیان

مقدار گرادیان معرف میزان اطلاعات موجود در زیر باند فرکانس بالای تصویر می‌باشد. این معیار به عنوان یکی از کارآمدترین معیارها برای استخراج لبه به حساب می‌آید [۱۶]. رابطه (۸) معرف انرژی گرادیان برای هر ضریب  $w_{\psi}^i(j, m, n)$  می‌باشد.

$$EOG_{\psi}^i(j, m, n) = (w_{\psi}^i(j, m, n) - w_{\psi}^i(j, m-1, n))^2 + (w_{\psi}^i(j, m, n) - w_{\psi}^i(j, m, n-1))^2$$

$$i = \{H, V, D\}$$

که در رابطه فوق،  $EOG_{\psi}^i$  معرف انرژی گرادیان و  $i = \{H, V, D\}$  به ترتیب بیان‌گر زیر باند افقی، عمودی و قطری می‌باشد. مجموع انرژی گرادیان برای هر ضریب  $w_{\psi}^i(j, m, n)$  در یک پنجره  $N \times N$  به صورت رابطه (۹) در نظر گرفته می‌شود.

$$SEOG_{\psi}^i(j, m, n) = \sum_{h=m-N}^{h=m+N} \sum_{f=n-N}^{f=n+N} EOG_{\psi}^i(j, h, f)$$

$$i = \{H, V, D\}$$

در رابطه فوق،  $SEOG_{\psi}^i$  بیانگر مجموع انرژی گرادیان و  $i = \{H, V, D\}$  به ترتیب بیان‌گر زیر باند افقی، عمودی و قطری می‌باشد.

۲-۲-۳- مجموع لاپلاسیان اصلاح شده

معیار ارزیابی مجموع لاپلاسیان اصلاح شده، معرف میزان اطلاعات موجود در تصویر می‌باشد [۱۸]. به بیان دیگر می‌توان گفت، هرچه میزان این معیار بالاتر باشد، اطلاعات و ویژگی‌های موجود در تصویر بیشتر خواهد بود. برای این معیار ابتدا مقدار مطلق مشتق دوم به عنوان لاپلاسیان اصلاح شده بر اساس رابطه (۱۰) در نظر گرفته می‌شود.

(۱۰)

$$\nabla_{ML}^2 W_{\psi}^i(j, m, n) = 2W_{\psi}^i(j, m, n) - W_{\psi}^i(j, m-step, n) - W_{\psi}^i(j, m+step, n) + 2W_{\psi}^i(j, m, n) - W_{\psi}^i(j, m, n+step) - W_{\psi}^i(j, m, n-step)$$

که در این رابطه  $\nabla_{ML}^2 W_{\psi}^i$ ، به عنوان لاپلاسیان اصلاح شده و  $W_{\psi}^i$  به عنوان یک زیر باند از ضرایب فرکانس بالای تبدیل ویولت می‌باشد.  $i = \{H, V, D\}$  به ترتیب بیان‌گر زیر باند افقی، عمودی و قطری و گام در نظر گرفته شده برابر یک می‌باشد (Step=1). در ادامه مجموع لاپلاسیان اصلاح شده برای هر ضریب فرکانس بالا، در یک پنجره  $N \times N$  بنا به رابطه (۱۱) تعریف شده است.

$$W_{\psi SML}^i(j, m, n) = \sum_{h=m-N}^{h=m+N} \sum_{f=n-N}^{f=n+N} \nabla_{ML}^2 W_{\psi}^i(j, h, f)$$

که  $W_{\psi SML}^i$  مجموع لاپلاسیان اصلاح شده در یک همسایگی  $N \times N$  می‌باشد.

۲-۲-۴- واریانس محلی

معیار واریانس میزان پراکندگی اطلاعات را مشخص می‌کند، هرچه میزان واریانس در یک مجموعه بیشتر باشد، یعنی پراکندگی اطلاعات و شانس وجود لبه بیشتر خواهد بود. برای هر ضریب  $w_{\psi}^i(j, m, n)$  واریانس محلی بیانگر مقدار پراکندگی ضرایب در آن همسایگی می‌باشد. واریانس محلی در یک پنجره  $N \times N$  حول هر ضریب  $w_{\psi}^i(j, m, n)$  بنا به رابطه (۱۲) تعریف خواهد شد.

$$(\sigma^2)_{\psi}^i(j, m, n) = \frac{1}{NN} \sum_{h=m-N}^{h=m+N} \sum_{f=n-N}^{f=n+N} (W_{\psi}^i(j, h, f) - M)^2$$

که در این رابطه،  $(\sigma^2)_{\psi}^i$  و  $M$  به ترتیب بیان‌گر واریانس محلی و مقدار میانگین در پنجره محلی هستند.

۲-۲-۵- قوانین ادغام

قوانین ادغام برای ضرایب فرکانس بالا بر اساس نقشه تصمیم ارائه شده در رابطه (۱)، به دو دسته انتخاب بیشینه و میانگین وزن‌دار بر اساس میزان همبستگی ضرایب مشابه و مقدار آستانه تقسیم بندی می‌شوند. در ادامه قوانین ادغام بر اساس معیار ارزیابی مجموع لاپلاسیان اصلاح شده بیان شده است.

۲-۲-۵-۱- انتخاب مقدار بیشینه

ادغام برای هر گروه از ضرایب مشابه که واریانس آن از مقدار آستانه بیشتر باشد به صورت رابطه (۱۳) تعریف می‌شود.

(۴۷)

در رابطه فوق، R فیلتر محلی و  $\xi$  پنجره محلی با اندازه  $M \times N$  و  $W_{\phi_{\xi}}^{(0)}(m, n)$  پنجره‌ی محلی شامل ضرایب فرکانس پایین تعریف می‌شود.

(۱۸)

$$LE_{\xi}(m, n) = E_1 * W_{\phi_{\xi}}^{(0)2}(m, n) + E_2 * W_{\phi_{\xi}}^{(0)2}(m, n) + \dots + E_k * W_{\phi_{\xi}}^{(0)2}(m, n)$$

در رابطه (۱۸)،  $LE_{\xi}(m, n)$  میزان انرژی محلی برای ضریب  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  در فریم  $(m, n)$  که در نقطه‌ی  $(m, n)$  قرار دارد می‌باشد. فیلترهای مورد استفاده در  $k$  جهت متفاوت می‌باشند. در این مقاله  $k$  سه جهت متفاوت بنا به ماتریس‌هایی که در رابطه (۱۹) مشخص شده‌اند، تعریف شده است.

$$E_1 = \begin{bmatrix} -1 & -1 & -1 \\ 2 & 2 & 2 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad E_2 = \begin{bmatrix} -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \\ -1 & 2 & -1 \end{bmatrix} \quad E_3 = \begin{bmatrix} -1 & 0 & -1 \\ 0 & 4 & 0 \\ -1 & 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (19)$$

قانون ادغام ضرایب فرکانس پایین بنا به رابطه (۲۰) اعمال می‌شود.

(۲۰)

$$LE_{\xi_{\max}} = \max_d (LE_{\xi}(m, n))$$

در رابطه (۲۰)، بعد از گروه‌بندی ضرایب مشابه و محاسبه سطح انرژی ضرایب موجود در گروه، برای هر گروه بیشینه مقدار انرژی محلی محاسبه می‌شود. در این رابطه،  $LE_{\xi_{\max}}$  مقدار بیشینه انرژی محلی و  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  مجموعه شامل شماره‌ی فریم‌های مورد پردازش در روند ادغام می‌باشد. در ادامه، در رابطه (۲۱)  $W_{\phi}(m, n)$  ضریب حاصل از ادغام تعریف شده است.

(۲۱)

$$W_{\phi_f}(m, n) = W_{\phi_d}(m, n)$$

که  $W_{\phi_d}(m, n)$  ضریب با بیشینه مقدار انرژی محلی از فریم  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  می‌باشد.

### ۳- نتایج و آزمایشات

#### ۳-۱- پایگاه داده

برای بررسی شبیه‌سازی الگوریتم ادغام پیشنهادی، پنجاه ویدئو با زوایای مختلف آنژیوگرافی از بیمارستان شهیدچمران اصفهان گردآوری شده است. بنا به نظر پزشک، بیست ویدئوی مورد بررسی عارضه‌ی اتساع رگ‌های خونی و بقیه رگ‌های سالم را نمایش می‌دهند. تمام ویدئوها از استاندارد Dicom پیروی می‌کنند و تمامی تصاویر در اندازه‌ی  $960 \times 960$  توسط اشعه X و با نرخ  $7/5$  فریم در ثانیه گرفته شده‌اند. میدان دید برای زوایای جانب و روبه‌رو به ترتیب ۲۰ تا ۲۵ سانتی‌متر و برای زاویه مایل ۱۷ سانتی‌متر در نظر گرفته شده است. شایان ذکر است که عمل تثبیت و تفریق دیجیتال برای تمامی ویدئوها انجام گرفته است.

(۴۸)

$$SML_{\max} = \max_d (W_{\psi_{SML}}^i(j, m, n))$$

$$d = \{1, 2, \dots, n\} \quad (13)$$

که در این رابطه،  $SML_{\max}$  بیشینه مقدار برای معیار SML در گروه مورد بررسی و  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  مجموعه شامل شماره فریم‌های مورد استفاده در روند ادغام می‌باشد.

(۱۴)

$$W_{\psi_f}^i(j, m, n) = W_{\psi_d}^i(j, m, n)$$

در رابطه فوق،  $W_{\psi_f}^i(j, m, n)$  ضریب حاصل از ادغام برای مقیاس  $j$  و  $i = \{H, V, D\}$  به ترتیب بیان‌گر زیر باند افقی، عمودی و قطری می‌باشد.  $W_{\psi_d}^i(j, m, n)$  ضریب با بیشترین مقدار برای معیار ارزیابی مشخص شده و  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  مجموعه شامل شماره فریم‌های مورد پردازش در روند ادغام می‌باشد.

#### ۲-۲-۵- میانگین وزن دار

برای آن دسته از ضرایب مشابه که واریانس آن‌ها از مقدار آستانه کمتر می‌باشد، روش ادغام به صورت روابط زیر انجام خواهد گرفت.

$$\mu_{\psi_d}^i(j, m, n) = \frac{W_{\psi_{SML_d}}^i(j, m, n)}{SML_{\max}} \quad (15)$$

در این رابطه،

$\mu_{\psi_d}^k(j, m, n)$  وزن مورد نظر برای ضریبی که در مختصات  $(m, n)$  در مقیاس  $j$  و در زیر باند  $i = \{H, V, D\}$  در فریم شماره‌ی  $d = \{1, 2, \dots, n\}$  قرار گرفته است، می‌باشد. در آخر ضریب حاصل از

ادغام  $W_{\psi_f}^i(j, m, n)$  از رابطه (۱۶) به دست می‌آید

(۱۶)

$$W_{\psi_f}^j(j, m, n) = \mu_{\psi_1}^i(j, m, n) \times W_{\psi_1}^j(j, m, n) + \mu_{\psi_2}^i(j, m, n) \times W_{\psi_2}^j(j, m, n) + \dots + \mu_{\psi_n}^i(j, m, n) \times W_{\psi_n}^j(j, m, n)$$

#### ۳-۲- ادغام ضرایب فرکانس پایین

زیرباند ضرایب فرکانس پایین بیشترین اطلاعات و انرژی تصویر را شامل می‌شوند. به همین خاطر انرژی محلی (LE) [۱۹]، به عنوان معیار تعیین سطح انرژی ضرایب معرفی شده است. در این جا انرژی محلی هر ضریب فرکانس پایین بنا به رابطه (۱۷) محاسبه می‌شود.

$$LE_{\xi}(m, n) = \sum_{b \in M, c \in N} R(m+b, n+c) \cdot W_{\phi_{\xi}}^{(0)2}(m+b, n+c) \quad (17)$$

Table (1): Objective evaluation criteria  
جدول (۱): معیارهای ارزیابی علمی

معیار ارزیابی	رابطه	توضیحات
CC	$Corr(-) = \frac{F}{R} = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - \mu(F))(R(i,j) - \mu(R))}{\sqrt{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - \mu(F))^2 \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (R(i,j) - \mu(R))^2}}$	معیار ضریب همبستگی میزان همبستگی تصویر حاصل را با تصویر مرجع بیان می‌کند. هرچه این میزان به عدد یک نزدیکتر باشد، نتیجه حاصل از ادغام بهتر خواهد بود.
STD	$STD = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N F(i,j) - \mu(F)}$	این معیار میزان اطلاعات مربوط به جزئیات تصویر را بیان می‌کند. هرچه این معیار بیشتر تر باشد، مقدار اطلاعات موجود در تصویر بیشتر خواهد بود.
SF	$SF = \sqrt{(RF)^2 + (CF)^2}$ $RF = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - F(i,j-1))^2}$ $CF = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - F(i-1,j))^2}$	معیار فرکانس مکانی و تمیزی و کنترست تصویر را بیان می‌کند. هرچه این میزان بیشتر باشد نتیجه‌ی ادغام بهتر خواهد بود.
PSNR	$PSNR = 10 \log \left( \frac{255^2 MN}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - R(i,j))^2} \right)$	این معیار برای اندازه‌گیری کیفیت تصویر به کار می‌رود. هرچه میزان PSNR بیشتر باشد کیفیت تصویر بهتر خواهد بود.
RMSE	$RMSE = \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (F(i,j) - R(i,j))^2}$	این معیار میزان خطا را بین تصویر حاصل از ادغام و مرجع معین می‌کند. هرچه میزان آن کمتر باشد نتیجه ادغام بهتر خواهد بود.

Table (2): The fusion results based on DHWT  
جدول (۲): نتایج ادغام بر اساس (DHWT)

معیارهای ارزیابی					
روش	PSNR(dB)	RMSE	SF	STD	CC
SML	114.584	0.00047	501.052	12.666	0.912
LV	114.933	0.0005	533.547	13.891	0.906
SEOG	109.376	0.00086	479.561	11.472	0.690
AV	112.402	0.00061	485.584	13.621	0.878

### ۳-۲- طرح ادغام پیشنهادی برای ضرایب فرکانس بالا

بنا به نقشه ادغام پیشنهادی در رابطه (۱)، طرح ادغام ضرایب فرکانس بالا به دو گروه بر اساس میزان همبستگی ضرایب و یک مقدار آستانه تقسیم می‌شود. برای به دست آوردن مقدار آستانه، بعد از گروه بندی تمامی ضرایب مشابه برای یک زیر باند (مطابق شکل (۱))، میزان واریانس برای تک تک گروه‌ها محاسبه می‌شود. سپس تمامی واریانس‌ها به عنوان یک گروه جدید در نظر گرفته می‌شوند و مقدار میانه برای این گروه محاسبه خواهد شد. در این نقشه این مقدار میانه به عنوان آستانه در نظر گرفته شده است.

### ۳-۳- تحلیل نتایج حاصل از ادغام

در روند آزمایشات و شبیه‌سازی‌ها هر تصویر از سری فریم‌های ورودی برای یک ویدئوی آنژیوگرافی، توسط تبدیل ویولت هار دیجیتالی (DHWT)، تبدیل Meyer دیجیتالی (DMWT) و تبدیل symlets دیجیتالی (DSWT) در چهار سطح تجزیه شده‌اند. تعداد سطوح تجزیه با آزمایشات و بررسی نتایج به چهار سطح محدود شده است. مقادیر SML، SEOG و LV که برای هر کدام از ضرایب فرکانس بالا در یک پنجره 5x5 محاسبه خواهند شد، همراه با مقدار مطلق (AV) به عنوان معیارهای ارزیابی سطح فعالیت ضرایب در نظر گرفته شده‌اند. در روند شبیه‌سازی برای هر نوع از تبدیلات ویولت روش‌های ادغام فقط بر اساس نوع معیارهای معرفی شده با یکدیگر متفاوت هستند. اسم هر روش بر اساس معیار استفاده شده تعیین شده است. قانون ادغام ضرایب فرکانس پایین در همه‌ی روش‌ها یکسان می‌باشد. مقایسه‌ها بر اساس میزان همبستگی (CC)، انحراف استاندارد (STD)، فرکانس مکانی (SF)، بیشینه نسبت سیگنال به نویز (PSNR) و ریشه متوسط مربع خطا (RMSE) انجام گرفته شده است [۲۰-۲۱]. جدول (۱) به معرفی معیارهای ارزیابی کیفیت تصویر حاصل از ادغام می‌پردازد. در این جدول MxN اندازه‌ی تصویر، F و R به ترتیب تصویر حاصل از ادغام و تصویر مرجع و  $\mu(F)$  و  $\mu(R)$  میانگین این تصاویر در نظر گرفته شده‌اند. در اینجا مقایسه در سه مرحله انجام خواهد گرفت.

مختلف ویولت بسیار ناچیز به چشم می‌خورند. در کل بر اساس مقادیر حاضر در سه جدول ذکر شده، می‌توان گفت ادغام بر اساس تبدیل ویولت Meyer توانسته نتیجه‌ی بهتری را حاصل کند.

**مرحله دوم: مقایسه‌ی روش‌های ادغام برای استخراج نقشه‌ی رگ بر اساس معیار فعالیت تعریف شده**

در قسمت قبل به این نتیجه رسیدیم که استفاده از تبدیل ویولت نوع Meyer میزان کارایی بالاتری را نسبت به دو تبدیل دیگر ارائه می‌کند. در این قسمت مقایسه‌ها برای مشخص کردن معیار برتر برای ارزیابی سطح فعالیت ضرایب انجام خواهد شد، یا به بیان دیگر روش برتر معرفی می‌شود. در جدول (۴) واضح است که مقادیر CC، RMSE و PSNR برای نتیجه ادغام حاصل از معیار یا روش SML نسبت به سه روش دیگر (SEOG, LV, AV) بهتر ارائه شده‌اند. بر اساس این واقعیت می‌توان گفت، استفاده از معیار ارزیابی SML برای ضرایب فرکانس بالا، نتیجه‌ی حاصل از ادغام را با نویز و خطای کمتر، همراه با همبستگی بیشتر با تصویر مرجع ارائه می‌کند. در این جدول مقادیر STD و SF در بین روش‌های متفاوت اختلاف آشکاری ندارند. دو روش AV و SEOG به ترتیب دو مقدار بیشینه را برای این دو معیار به همراه دارند. در شکل (۳)، نتایج حاصل از ادغام بر اساس تبدیل برتر Meyer به نمایش گذاشته شده است. شکل (۳-الف) نتیجه حاصل از روش SEOG را همراه با نویز بالا و کیفیت پایین، نمایش می‌دهد. تصاویر (۳-ب) و (۳-ج) و (۳-د) به ترتیب نتیجه‌ی حاصل از روش‌های AV، LV، SML را نمایش می‌دهند. به عنوان نتیجه می‌توان گفت، روش‌های ادغام بر اساس این سه معیار نام برده تصویری با کیفیت و کنتراستی مناسب همراه با بهبود نویز، نسبت به روش SEOG ارائه می‌کنند.

**مرحله سوم: نتیجه آخر**

به عنوان یک نتیجه‌گیری کلی می‌توان بیان کرد که برای ادغام سری تصاویر DSA از یک ویدئوی آنژیوگرافی بر اساس تبدیل ویولت دیجیتال، انتخاب تبدیل ویولت Meyer در چهار سطح تجزیه و معیار ارزیابی سطح انرژی SML و LE به ترتیب برای ضرایب فرکانس بالا و پایین می‌تواند، نتیجه ادغام را با کیفیت قابل قبولی برای پزشک ارائه کند.

**۳-۴- مقایسه با کارهای دیگران**

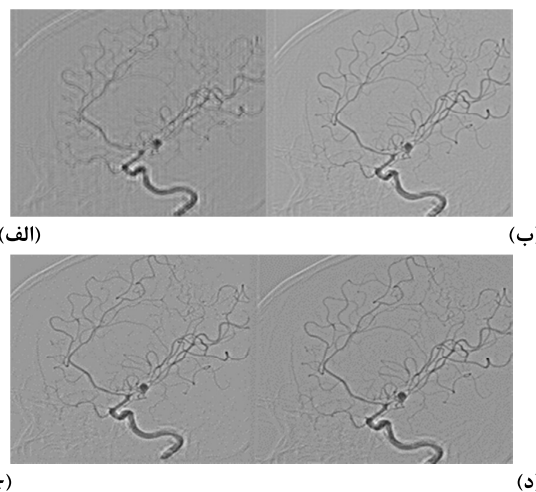
هدف در این مقاله ارائه نقشه‌ی رگ‌های خونی مغز توسط ادغام سری تصاویر DSA همراه با کیفیت بالا و نویز کمتر می‌باشد. برای مقایسه می‌توان دو مقاله موجود در [۱۴] و [۱۵] را به عنوان نمونه نام برد. در این دو مقاله نویسندگان از تصاویر DSA که استاندارد Dicom را پیروی خواهند کرد به عنوان پایگاه داده استفاده کرده‌اند. شرایط پایگاه اطلاعاتی و زاویه مورد بررسی در [۱۴] و [۱۵] معین نشده است.

Table (3): The fusion results based on DSWT  
جدول (۳): نتایج ادغام بر اساس (DSWT)

معیارهای ارزیابی					
روش	PSNR(dB)	RMSE	SF	STD	CC
SML	115.361	0.00043	524.589	13.286	0.9271
LV	114.664	0.00047	503.603	13.075	0.9177
SEOG	109.86	0.00081	478.432	11.518	0.7247
AV	111.589	0.00067	459.290	13.149	0.8580

Table (4): The fusion results based on DMWT  
جدول (۴): نتایج حاصل از ادغام بر اساس (DMWT)

معیارهای ارزیابی					
روش	PSNR(dB)	RMSE	SF	STD	CC
SML	115.448	0.00043	505.982	12.768	0.9282
LV	114.980	0.00045	496.922	12.622	0.9207
SEOG	110.117	0.00079	551.049	12.762	0.7314
AV	112.539	0.0006	481.912	13.377	0.88



شکل (۳): نتایج حاصل از ادغام بر اساس (DMWT). (الف) روش SEOG، (ب) روش AV، (ج) روش LV، (د) روش SML

Fig. (3): The fusion results based on DMWT. (a) SEOG method, (b) AV method, (c) LV method and (d) SML method.

**مرحله اول: مقایسه روش‌های ادغام برای استخراج نقشه‌ی رگ**

**بر اساس نوع تبدیل ویولت**

در جدول‌های (۲) و (۳) و (۴) نتایج شبیه‌سازی برای تبدیلات DSWT، DHWT، DMWT به ترتیب ارائه شده است. بر اساس مقادیر همبستگی (CC)، RMSE و PSNR ارائه شده در جدول‌های (۲) و (۳) و (۴) می‌توان گفت تبدیل ویولت Meyer بهترین مقادیر را نتیجه داده است. بر اساس مقادیر STD و SF ارائه شده نمی‌توان مشخص کرد که کدام یک از تبدیلات ویولت کارایی بهتری داشته است. اما شایان ذکر است که اختلاف این مقادیر در بین سه تبدیل



Table (5): Fusion results for common view in essay [14]  
جدول (۵): نتیجه حاصل از ادغام برای زاویه مشترک با مقاله [۱۴]

RMSE	SNR	روش‌ها
4.306	35.623	لاپلاسین
4.446	35.450	میانگین وزن‌دار
4.055	35.970	ویولت
3.818	36.493	ویولت و مدل دینامیک فازی [۱۴]
0.001	59.810	روش پیشنهادی

Table (6): Fusion results for common view in essay [15]  
جدول (۶): نتیجه حاصل از ادغام برای زاویه مشترک با مقاله [۱۵]

RMSE	SNR	روش‌ها
4.403	35.734	لاپلاسین
4.857	35.336	میانگین وزن‌دار
4.107	36.086	ویولت
3.925	37.528	کرولت و آنتروپی و مدل دینامیک فازی [۱۵]
0.0021	55.21	روش پیشنهادی

#### ۴- نتیجه گیری

در این مقاله یک روش ادغام برای سری تصاویر آنزئوگرافی دو بعدی مغز ارائه شده است. در روش پیشنهادی سه نوع مختلف از تبدیل ویولت و چهار معیار ارزیابی سطح فعالیت (AV, SML, SEOG, LV) برای ضرایب فرکانس بالا همراه با دو روش ادغام بیشینه و میانگین وزن‌دار مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین برای ضرایب فرکانس پایین معیار انرژی محلی و قانون انتخاب بیشینه در نظر گرفته شده است. بر اساس مقایسه‌ها و نتایج ارزیابی ارائه شده در جدول‌ها و تصاویر حاصل نمایش داده شده می‌توان گفت، تبدیل دیجیتال ویولت از نوع Meyer در چهار سطح تجزیه همراه با معیار ارزیابی سطح انرژی SML برای ضرایب فرکانس بالا و معیار LE برای ضرایب فرکانس پایین توانسته، بهترین نقشه‌ی رگ‌های خونی مغز را برای تشخیص و درمان بیماری در اختیار پزشک قرار بدهد.

نویسندگان نتایج ارزیابی خود را با روش لاپلاسین، میانگین وزن‌دار و ویولت [۲۳ و ۲۲] مقایسه و بر اساس دو معیار RMSE و نسبت سیگنال به نویز SNR [۲۰]، ارائه کرده‌اند. برای مقایسه با الگوریتم‌های موجود در [۱۴] و [۱۵] با توجه به مشخص نبودن پایگاه داده و زوایای آنزئوگرافی مورد استفاده، در اینجا مقایسه در زوایای مشابه با توجه به نظر پزشک برای هر کدام از مقاله‌ها انجام گرفته است و نتایج شبیه-سازی در جدول‌های (۵) و (۶) ارائه شده‌اند. در [۱۴] هر یک از تصاویر DSA توسط تبدیل ویولت هر دو در سه سطح تجزیه شده‌اند و با استفاده از تابع عضویت و مدل دینامیک فازی، در روند انتخاب هر چه بهینه‌ی ضرایب کوشیده شده است. در [۱۵] برای تجزیه تصاویر DSA از تبدیل کرولت نسل اول استفاده شده و بر اساس مقدار آنتروپی هر زیر باند و تابع عضویتی که بر اساس قوانین دینامیک فازی ارائه شده ادغام ضرایب انجام گرفته و در آخر توسط اعمال تبدیل معکوس کرولت تصویر حاصل از ادغام به دست آمده است. در مقایسه با الگوریتم پیشنهادی روش ادغام در این دو مقاله برای ضرایب فرکانس بالا و پایین یکسان می‌باشد. در صورتی که در الگوریتم پیشنهادی روش‌های ادغام و معیارهای ارزیابی انرژی ضرایب، برای زیرباند های فرکانس بالا و پایین بنا به خصوصیات ضرایب به طور جداگانه ارائه شده‌اند. با توجه به نتایج ارائه شده در جدول (۵) در مقایسه با مقاله [۱۴]، بنا به روش پیشنهادی و پایگاه اطلاعاتی موجود، تبدیل ویولت Meyer با چهار سطح تجزیه همراه با معیار ارزیابی SML و انرژی محلی برای ضرایب فرکانس بالا و پایین از لحاظ میزان نویز و خطا، بنا به مقادیر SNR و RMSE بهبود بیشتری را در نتیجه ادغام به همراه داشته است. در مقایسه با مقاله [۱۵] می‌توان گفت اگرچه تبدیل ویولت در برابر ابزار کرولت دارای کاستی‌هایی از جمله ارائه کامل جزئیات تصویر در جهات و رزولوشن‌های متفاوت می‌باشد، اما بنا به مقادیر SNR و RMSE حاضر در جدول (۶) می‌توان گفت الگوریتم پیشنهادی توانسته در بهبود نویز و خطا در مقایسه با الگوریتم‌های ارائه شده در [۱۵] تأثیر گذارتر عمل کند.

#### References

- [1] A. Dallil, M. Oussalah, A. Ouldali, "Sensor fusion and target tracking using evidential data association", IEEE Sensors Journal, Vol. 13, No. 1, pp. 285-293, 2013.
- [2] R. Shen, I. Cheng, A. Basu, "Cross-scale coefficient selection for volumetric medical image fusion", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 4, pp.1069-1079, April 2013.
- [3] M. Niemeijer, M.D. Abramoff, B. van Ginneken, "Information fusion for diabetic retinopathy CAD in digital color fundus photographs", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 28, No. 5, pp.775-785, 2009.
- [4] M. Choi, R.Y. Kim, M.-R. Nam, H.O. Kim, "Fusion of multispectral and panchromatic satellite images using the curvelet transform", IEEE Geoscience and Remote Sensing Letters, Vol. 2, No. 2, pp. 136-140, 2005.
- [5] A. Dallil, M. Oussalah, A. Ouldali, "Sensor fusion and target tracking using evidential data association", IEEE Sensors Journal, Vol. 13, No. 1, pp. 285-293, 2013.

- [6] C.S. Pattichis, M.S. Pattichis, E. Micheli-Tzanakou, "Medical imaging fusion application: an overview", Asilomar Conference on Signals, Systems and Computers, Vol. 2, pp. 1263-1267, 2001.
- [7] P. Huber, Cerebral Angiography, Thieme, Nww York, 1982.
- [8] P.J. Burt, and E.H. Adelson, "The laplacian pyramid as a compact Image code", IEEE Trans. on Communications, Vol. 31, No. 4, pp. 532-540, 1983.
- [9] G. Pajares, J. Manuel de la Cruz, "A wavelet-based image fusion tutorial", Pattern Recognition, Vol. 37, pp. 1855-1872, 2004.
- [10] E.J. Candes, L. Demanet, D.L. Donoho, L. Ying, "Fast discrete curvelet transforms", SIAM Multiscale Model. Simul, Vol. 3, pp. 861-899, 2006.
- [11] M.N. Do, M. Vetterli, "The contourlet transform: an efficient directional multiresolution image representation", IEEE Trans. on Image Processing, Vol. 14, No. 12, pp. 2091-2106, 2005.
- [12] X. Li, M. He, M. Rou, "Multifocus image fusion based on redundant wavelet transform", IET Image Processing, Vol. 4, No. 4, pp. 283-293, 2010.
- [13] M.H. Asmare, V.S Asirvadam, L. Iznita, "Multi-sensor image enhancement and fusion for vision clarity using contourlet transform", IEEE/ICIME, pp. 352 -356, April 2009.
- [14] G. Zhang, Y. Zheng, J. Wu, Z. Cui, "Wavelet fusion in DSA based on dynamic fuzzy data model", IEEE/ICBBE, pp.1-4, June 2009.
- [15] G. Zhang, Z. Cui, F. Li, J. Wu, "DSA image fusion based on dynamic fuzzy logic and cutvelet entropy", Journal of MultiMedia, Vol. 4, No. 3, pp.129-136, 2009.
- [16] V.S. Petrovic, C.S. Xydeas, "Gradient-based multiresolution image fusion", IEEE Trans. on Image Processing, Vol. 13, No. 2, pp. 228-237, 2004.
- [17] T. Hua, Y.-N. Fu, P.-G. Wang, "Image fusion algorithm based on regional variance and multi-wavelet bases", IEEE/ICFCC, Vol. 2, pp.V2-792,V2-795, 2010.
- [18] V. Maik, D. Cho, J. Shin, J. Paik, "Regularized restoration using image fusion for digital auto-focusing", IEEE Trans. on Circuits and Sys. for Video Tech., Vol. 17, No. 10, pp. 1360-1369, 2007.
- [19] H. Lu, L. Zhang, S. Serikawa, "Maximum local energy: An effective approach for multisensor image fusion in beyond wavelet transform domain", Journal of Computers & Mathematics, Vol. 64, No.5, pp. 996-1003, 2012.
- [20] T. Stathaki, "Image Fusion: Algorithms and Applications", pp. 669-679, Academic Press, 2008.
- [21] X.-H. Yang, F.-Z. Huang, G. Liu, "Urban Remote Image fusion using Fuzzy Rules", IEEE/ICMLC, pp. 105-106, 2009.
- [22] J.L. Van Genderen, C. Pohl, "Image fusion: Issues, techniques and applications", Intelligent Image Fusion, Proceedings EARSeL Workshop, Strasbourg, France, pp.18-26, 1994.
- [23] Z. Zhang, R.S. Blum, "A categorization of multiscale decomposition-based image fusion schemes with a performance study for a digital camera application", Proc.IEEE, Vol. 87, No. 8. pp. 1315-1326, 1999.