

## استفاده از بینایی استریو به منظور ارائه یک سامانه واقعیت افزوده مبتنی بر بینایی

رسول قربانی<sup>۱</sup>، کارشناس ارشد، حمید ابریشمی مقدم<sup>۲</sup>، استاد

<sup>۱</sup> دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - تهران - ایران - rasool\_ghorbani@ee.kntu.ac.ir

<sup>۲</sup> دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - تهران - ایران - moghadam@eetd.kntu.ac.ir

**چکیده:** در طراحی سامانه‌های واقعیت افزوده دو چالش اساسی وجود دارد. یکی پایداری ردیابی بلادرنگ و دیگری دقت اندازه‌گیری بالا در این سامانه است. پایداری در شناسایی نشانک‌ها به الگوریتم آشکارسازی و الگوی نشانک‌ها بستگی دارد و دقت بالای اندازه‌گیری به وسیله الگوریتم‌های آشکارسازی دقیق برای اجرای کالیبراسیون دوربین، بدست می‌آید.

در این مقاله یک سامانه واقعیت افزوده ارائه شده است که مبتنی بر بینایی است و از بینایی استریو برای بدست آوردن اطلاعات عمق استفاده می‌کند. در این سامانه از نشانک‌های غیرفعال دایره‌ای با شعاع  $1/5$  سانتی‌متر استفاده شده است که به منبع انرژی اضافی خارجی برای راه‌اندازی آن‌ها نیازی نیست. rms خطای مکان‌یابی نشانک‌ها در فضای فیزیکی را در امتداد قطر میدان دید تا فاصله ۹۴ سانتی‌متری از دوربین،  $0/685$  میلی‌متر بدست آوردیم که حتی برای کاربردهای پزشکی مناسب است. لازم به ذکر است که، در مقایسه با نشانک‌های نوری فعال، ناپدید شدن بخشی از نشانک به سبب انسداد جزئی، تأثیر قابل توجهی روی دقت ردیابی ندارد.

**کلمات کلیدی:** واقعیت افزوده، انطباق، ماتریس مدل - دید، دوربین استریو، نشانک‌های نوری فعال و غیر فعال

## Using Stereo Vision to Provide a Vision-Based Augmented Reality System

R. Ghorbani<sup>1</sup>, H. Abrishami Moghaddam<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Department of Electrical Engineering, K. N. Toosi University

<sup>2</sup> Department of Electrical Engineering, K. N. Toosi University

**Abstract:** There are two main challenges in designing an AR system for being used in medical application, firstly the robustness of the recognition (real time), and, secondly, the precision of the measurement. The robustness of the recognition depends on the detection algorithm and the design of the pattern placed on the surgical positions. The precision of the measurement was addressed by a very accurate detection algorithm and high precision custom calibration of the camera.

We are developing a vision-based AR system which uses a stereo camera in order to obtain depth information. In this system, we use circular passive markers with radius  $r=1.5$  cm which need no external energy source. The precision of the measurement has been estimated about 0.685 mm rms across a field of view up to 94 cm in depth. Moreover, portions of the marker region hidden by smudges or occlusions are disregarded, with no significant impact on accuracy.

**Key Words:** Augmented Reality, Registration, Model-View Matrix, Stereo Camera, Active and Passive Markers.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۰/۸/۵

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۱/۸/۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۱/۹/۶

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر حمید ابریشمی مقدم

نشانی نویسنده‌ی مسئول: ایران - تهران - دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

## ۱- مقدمه

جراحی به کمک تصاویر پزشکی<sup>۱</sup> (IGS)، اصطلاحی است عمومی برای انجام کلیه اعمال جراحی که در آن جراح از بینایی غیر مستقیم برای جراحی استفاده می‌کند. اکثر فرآیندهای جراحی به کمک تصاویر پزشکی راهنما جراحی نیمه تهاجمی یا کمتر تهاجمی<sup>۲</sup> (MIS) هستند. در ۲۰ سال قبل تکنیک‌های عمل جراحی با حداقل تهاجم ابداع شد و این در حالیست که در چند سال اخیر این روش به طور روزافزون مورد توجه و کاربرد قرار گرفته است. بزرگ‌ترین مزیت این روش این است که بیمار را از جراحی‌های عمیق مبرا می‌کند و در نتیجه زمان بستری بیمار را بعد از عمل جراحی کاهش می‌دهد. در کنار همه‌ی این مزیت‌ها، این روش مسائل و مشکلاتی نیز دارد. از جمله اینکه جراح مجبور است مدام به صفحه نمایش که در بالای تخت جراحی قرار دارد نگاه کند. بنابراین وقتی که جراح یک برش کوچک ایجاد می‌کند در تمام مدت جراحی باید به صفحه نمایش نگاه کند و این باعث می‌شود که میدان دید او در حین جراحی بسیار محدود شود [۱].

این حالت به چند دلیل نمی‌تواند ایده‌آل باشد. یکی اینکه جراح باید به طور ذهنی بین نمای جراحی و مانیتور کامپیوتر ارتباط برقرار کند و دیگر اینکه، نگاه نکردن جراح به صحنه جراحی زمانی که ابزار جراحی را نزدیک بافت‌های حیاتی نگه داشته است، می‌تواند بسیار خطرناک باشد. همچنین ماهیت دوبعدی صفحه نمایش، توانایی جراح را برای درک ساختارهای سه‌بعدی موجود در تصویر مرتبط با صحنه جراحی را محدود می‌کند. یک شیوه برای حذف این محدودیت‌ها، استفاده از فناوری واقعیت افزوده<sup>۳</sup> (AR) است [۲].

AR، ترکیبی از واقعیت مجازی و جهان حقیقی است. در واقع AR فناوری است که به ما این امکان را می‌دهد که تصاویر دوبعدی یا سه‌بعدی ساخته شده توسط کامپیوتر را با صحنه واقعی به طور هم‌زمان منطبق کنیم.

در طراحی سامانه‌های AR در پزشکی دو چالش اساسی وجود دارد. یکی پایداری ردیابی بلادرنگ و دیگری دقت اندازه‌گیری بالا در این سامانه است. پایداری در شناسایی نشانک‌ها به الگوریتم آشکارسازی و الگوی نشانک‌ها بستگی دارد و دقت بالای اندازه‌گیری به وسیله الگوریتم‌های آشکارسازی دقیق برای اجرای کالیبراسیون دوربین، بدست می‌آید.

روش‌های مبتنی بر بینایی ماشین که اشیا را روی الگوهای سطح از پیش تعیین شده (نشانک‌ها) می‌افزاید، نویدبخش‌ترین رویکرد برای دستیابی به یک انطباق صحیح بین تصاویر گرفته شده از دنیای واقعی و تصاویر ساخته شده توسط کامپیوتر است، اما اکثر روش‌های پیشنهاد شده در مقابل تغییرات قابل توجه در مقیاس الگوها یا راستا و یا انسداد جزئی، پایدار و مستحکم نیستند [۲].

این تحقیق به طراحی و پیاده‌سازی یک سامانه AR مبتنی بر

بینایی که مشکلات ذکر شده را ندارد، می‌پردازد. در این سامانه نشانک‌ها به طور بلادرنگ بر روی تصاویر ویدئویی ردیابی می‌شوند و سطوح سه‌بعدی استخراج شده از برش‌های CT یا MRI، به طور دقیق روی این نشانک‌ها افزوده می‌شوند.

## مرور روش‌های AR

در بیشتر راه‌حل‌های حرفه‌ای از نشانک‌های دایروی یا کروی به دلیل پایدار بودن نسبت به اعوجاج پرسپکتیو، استفاده می‌شود [۳، ۴]. در این گونه از تصاویر پس‌زمینه به شدت تضعیف می‌شود و نشانک با کنتراست بالا به صورت خودکار به راحتی قابل شناسایی است. مقداری تاری اپتیکی برای تصویر به منظور حذف دندان‌های تصویر لازم است و در چنین شرایطی می‌توان به صحت حدود یک دهم پیکسل رسید [۵].

در سامانه‌های AR پزشکی، صحنه واقعی که با اشیاء مجازی ترکیب شده از طریق نمایشگرهای متنوع از قبیل پنجره AR نوری [۶]، دوربین‌های آندوسکوپ [۷] و انواع مختلف از نمایشگرهای نصب شده روی سر کاربر [۸، ۹]، نمایش داده می‌شود. در حال حاضر سامانه‌های AR پزشکی از سامانه Sauer [۱۰] که موسوم به سامانه دوربین فعال است، استفاده می‌کنند. سامانه Sauer، شامل سه دوربین است که دو عدد از آن‌ها برای تصویربرداری از صحنه واقعی و ارسال آن‌ها به نمایشگر نصب شده روی سر کاربر استفاده می‌شود و دوربین سوم برای ردیابی نشانک‌های فعال نصب شده روی شیء مورد نظر و ایجاد انطباق دقیق مورد استفاده قرار می‌گیرند. در این مجموعه به منظور ایجاد انطباق دقیق از نشانک‌های نوری فعال همراه با حلقه-ای متشکل از فرستنده‌های مادون قرمز همراه با فیلتر باند عبور مادون قرمز (IR) که روی لنز دوربین سوم نصب می‌شود، استفاده می‌کنند.

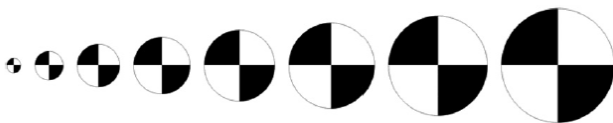
در [۳ و ۴] از مجموعه Sauer به منظور ایجاد سامانه AR دقیق استفاده شده است. این سامانه معایب و مزیت‌هایی دارد، که از جمله مزیت‌های آن دقت بالا و پایداری ردیابی نشانک‌ها در آن است و عیب اصلی آن دقیق نبودن ردیابی در هنگامی است که نشانک‌ها به سبب وجود لکه دچار انسداد شده باشند. در ضمن این سامانه دارای قیمت بالایی است.

در شکل (۲) شماتیک سامانه‌ای که از نشانک‌های نوری دوربین فعال استفاده می‌کند، را مشاهده می‌کنید. این سامانه برای راه‌اندازی، نیازمند یک منبع اضافی خارجی است. ساختار نشانک‌های استفاده شده از ماده‌ای است که امواج IR را منعکس می‌کنند (شکل (۱)) و این سبب می‌شود که در نهایت تصویر خروجی دوربین، تصویری شود که پس‌زمینه در آن به شدت تضعیف شده و مکان نشانک‌ها به راحتی استخراج می‌شود.

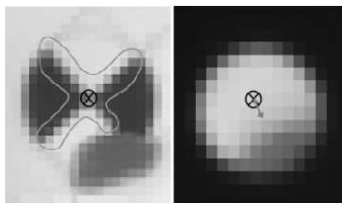
جدول (۱): شعاع دایره مربوط به نشانک غیرفعال در فاصله‌های مختلف از دوربین [۱۱].

| X-point radius (mm) | Max. range detected (mm) |
|---------------------|--------------------------|
| 1.25                | ND                       |
| 2.50                | 230                      |
| 3.75                | 400                      |
| 5.00                | 580                      |
| 6.25                | 730                      |
| 7.50                | 940                      |
| 8.75                | 1050                     |
| 10.00               | 1200                     |

ND = not detected



شکل (۳): نشانک‌های غیرفعال استفاده شده در سامانه AR ارائه شده [۱۱].



شکل (۴): اگر نشانک‌ها به سبب لکه دچار انسداد شوند صحت مکان‌یابی در نشانک‌های نوری فعال دچار خطای فاحش می‌شود (چپ) اما در نشانک‌های نوری غیرفعال مرکز نشانک به طور صحیح تعیین می‌شود (راست).

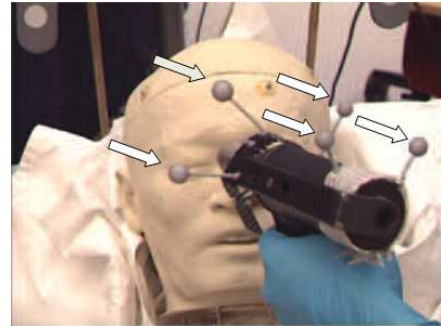
### الگوریتم ردیابی نشانک

الگوریتمی که برای ردیابی این نشانک ارائه داده‌ایم را می‌توان به مراحل زیر تقسیم کرد:

- ناحیه‌بندی تصویر
  - شناسایی مکان اولیه نشانک
  - ردیابی بلادرنگ و پیوسته با استفاده از Shi-Tomasi [۱۲]
  - اجرای دقت زیر پیکسل
- روندنامی این الگوریتم را در شکل (۵) مشاهده می‌کنید که در

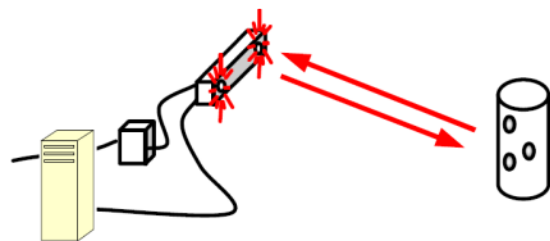
ادامه بلوک‌های آن را شرح می‌دهیم.

به دلیل اینکه رنگ پوست ترکیبی از رنگ قرمز و زرد است نگاشت YCbCr که در آن رنگ‌های قرمز و آبی تقویت می‌شوند، در آشکارسازی رنگ پوست نتایج بهتری نسبت به RGB می‌دهد، بنابراین ما از آستانه‌گذاری Cb و Cr در نگاشت YCbCr، برای تعیین رنگ پوست بهره می‌گیریم. بدین صورت که تصویر RGB را به YCbCr تبدیل می‌کنیم و سپس منحنی هیستوگرام مربوط به کانال Cr و Cb



شکل (۱): نمونه‌ای از کاربرد نشانک‌های دوربین فعال کروی در پزشکی به منظور ردیابی ابزار جراحی [۲].

مزیت نشانک‌های دوربین فعال در صحت مکان‌یابی و راحتی آشکارسازی آن است. این نشانک فضای قابل توجهی از عمق صحنه را پوشش می‌دهد اما در انسدادهای جزئی دارای خطای فاحشی است.



شکل (۲): شمای نشانک نوری دوربین فعال که حلقه‌ای از فرستنده‌های IR روی دوربین قرار می‌گیرد.

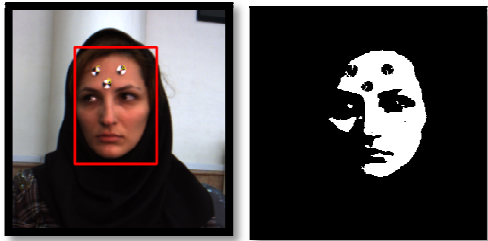
### سامانه AR پیشنهادی

نشانکی که برای سامانه AR استفاده کرده‌ایم، نشانک نوری غیرفعال موسوم به x-point است (شکل (۳)). این نشانک دایروی مورد استفاده در این تحقیق دارای شعاع  $\sqrt{5}mm$  که برای عمقی به اندازه  $940mm$  مناسب است (جدول (۱))، که این عمق صحنه ما را پوشش می‌دهد. به منظور پوشش دادن عمق‌های بیشتر باید از نشانک‌های با ابعاد بزرگ‌تر استفاده کرد. برای این منظور می‌توانیم به جدول (۱) که در مرجع [۱۱] است، مراجعه کنید.

این نشانک‌ها در مقایسه با نشانک‌های نوری فعال دارای قیمت بسیار پایینی هستند و همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌کنید، این نشانک‌ها در مقابل انسدادهای جزئی پایداری بیشتری نسبت به نشانک‌های فعال دارند.

با توجه به شکل (۴) در نشانک‌های نوری فعال اگر بخشی از نشانک به سبب وجود لکه دچار انسداد شود الگوریتم ردیابی در یافتن مرکز نشانک دچار خطای فاحشی می‌شود، این در حالی است که اگر بخشی از نشانک غیرفعال دچار انسداد شود نقطه مرکزی نشانک با دقت بالایی تخمین زده می‌شود.

به عنوان مکان اولیه نشانک در نظر گرفته می‌شود.



شکل (۶): خروجی الگوریتم ناحیه بندی رنگ پوست: (سمت چپ) تصویر باینری بدست آمده از اعمال آستانه گذاری  $YCbCr$ . (سمت راست) خروجی الگوریتم Flood-Fill.

$$R_{coeff}(x', y') = \sum_{x'', y''} [T'(x', y') \cdot I'(x + x', y + y')]^2 \quad (1)$$

$$T'(x', y') = T(x', y') - \frac{1}{wh \sum_{x'', y''} T(x'', y'')} \quad (2)$$

$$I'(x + x', y + y') = I(x + x', y + y') - \frac{1}{wh \sum_{x'', y''} I(x'', y'')} \quad (3)$$

در رابطه (۲) و (۳)،  $w$  و  $h$  به ترتیب طول و عرض تصویر هستند. اگر خروجی برابر ۱ باشد قالب به طور کامل منطبق، اگر صفر باشد هیچ انطباقی وجود ندارد و اگر ۱- باشد قالب کاملاً غیر منطبق است. بعد از تعیین ابعاد پنجره مربوطه، ویژگی‌هایی را برای تعیین مرکز نشانک در فریم‌های بعدی باید انتخاب کنیم که هم به مقیاس‌دهی و هم به دوران غیر قابل تغییر باشد. ما از گوشه‌ها به عنوان ویژگی‌هایی که نسبت به دوران و بزرگنمایی پایدار هستند، استفاده می‌کنیم.

برای یافتن گوشه‌ها ما از الگوریتم Shi-Tomasi [۱۲] بهره می‌گیریم. این الگوریتم نسبت به الگوریتم Harris [۱۵] دارای پاسخ بهتری است. الگوریتم Shi-Tomasi کاملاً مبتنی بر الگوریتم گوشه-یاب Harris است. یک تغییر جزئی در معیار انتخاب گوشه‌ها، کارایی این الگوریتم را نسبت به Harris خیلی بهتر کرده است. این الگوریتم حتی وقتی که Harris دچار خطا می‌شود، خوب کار می‌کند.

بدون اینکه از کلیت مسئله کاسته شود، می‌توانیم فرض کنیم که تصویر مورد نظر یک تصویر سطح خاکستری است. زیرا ما برای یافتن گوشه‌ها از اطلاعات لبه استفاده می‌کنیم که الگوریتم لبه‌یابی نسبت به رنگ تصویر غیر حساس است. این تصویر را با  $I$  نمایش می‌دهیم. فرض کنید که این تصویر به اندازه  $(x, y)$  شیفت داده شود. مجموع وزن‌دار مربعات اختلاف<sup>۵</sup> (SSD) این دو تصویر را با رابطه (۴) بیان می‌کنیم.

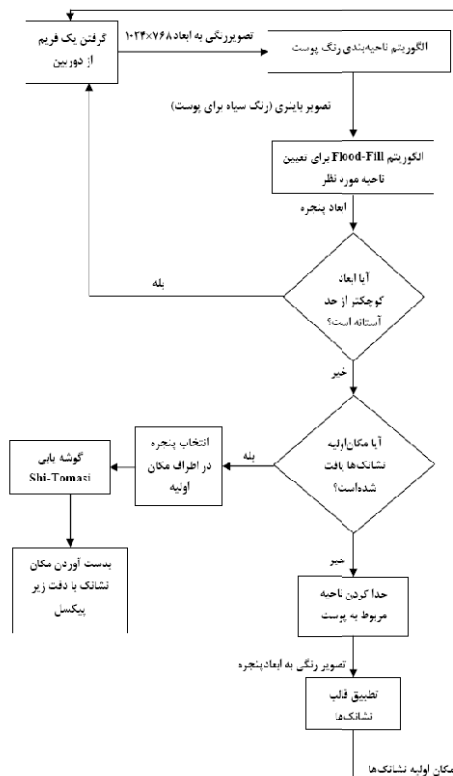
$$s(x, y) = \sum_u \sum_v \omega(u, v) (I(u + x, v + y) - I(u, v))^2 \quad (4)$$

با استفاده از تقریب بسط تیلور در رابطه (۵) می‌توانیم رابطه (۴) را به صورت ساده شده در رابطه (۶) بازنویسی کنیم.

$$I(u + x, v + y) \approx I(u, v) + I_x(u, v)x + I_y(u, v)y \quad (5)$$

را بدست می‌آوریم [۱۳]. محدوده ماکزیمم تغییرات در منحنی هیستوگرام، محدوده آستانه‌گذاری را مشخص می‌کند. این محدوده برای  $Cr$  بین ۱۳۵ و ۱۵۶ و برای  $Cb$  بین ۱۱۰ و ۱۲۳ بدست می‌آید. برای تعیین محدوده ناحیه سفید در تصویر باینری بدست آمده در شکل (۶) سمت راست، می‌توانیم از تکنیک معروف به flood-fill استفاده کنیم [۱۴]. این تکنیک به شرح زیر است:

- از پیکسل سمت چپ پایین تصویر آغاز می‌کنیم و هر ردیف از تصویر را اسکن می‌کنیم.
- زمانی که یک پیکسل سیاه یافت شد، پرچم مربوط به این پیکسل را با عدد یک جایگذاری می‌کنیم و یک پنجره به دور آن رسم می‌کنیم
- چهار همسایگی این پیکسل (بالا، پایین، چپ، راست) را برای یافتن نقاط سیاه متصل به آن‌را بررسی می‌کنیم و اگر پیکسلی سیاه بود پنجره مربوطه را افزایش می‌دهیم تا این محدوده را پوشش دهد. این عمل را به طور بازگشتی انجام می‌دهیم تا کل ناحیه مربوط به منطقه سیاه با یک پنجره واحد تعیین شود.



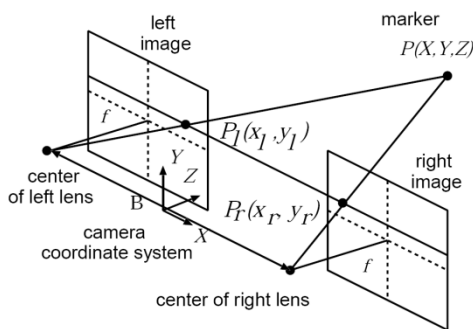
شکل (۵): روندنمای الگوریتم ردیابی نشانک مورد استفاده در این تحقیق.

بعد از تعیین ناحیه مربوط به جستجوی نشانک‌ها، باید در این ناحیه به دنبال نشانک‌های مورد نظر باشیم. ما این کار را با استفاده از تکنیک تطبیق قالب<sup>۴</sup> انجام می‌دهیم. بدین شکل که قالب مربوط به هر نشانک را با ناحیه مربوط به خروجی مرحله مربوط به کاهش ناحیه، به وسیله رابطه (۱) و (۲) و (۳) تطبیق می‌دهیم و هر جا نتیجه آن ماکزیمم شد

### ۳-۲- تعیین موقعیت سه‌بعدی نشانک‌ها

در این مرحله از پردازش، موقعیت سه‌بعدی نشانک‌ها را تعیین می‌کنیم. ارتباط بین صفحه دو دوربین و یک نشانک در فضای واقعی در شکل (۸) نشان داده شده است، همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌کنید، مرکز مختصات دوربین استریو در وسط فاصله بین دو مرکز افکنشی قرار دارد.

محور X در امتداد خط گذرنده از مراکز افکنشی دو دوربین قرار دارد که اصطلاحاً به این خط، خط مبنا گفته می‌شود و محور Z موازی با محور اپتیکی دوربین‌ها قرار دارد.



شکل (۸): نحوه تصویر شدن یک نقطه که در فضای واقعی قرار دارد بر روی صفحات دوربین‌ها.

یک نشانک در مختصات  $P(X, Y, Z)$  در فضای واقعی بر روی صفحه تصویر دوربین سمت راست دارای مختصات  $p_r(x_r, y_r)$  بر حسب پیکسل و روی صفحه تصویر دوربین سمت چپ دارای مختصات  $p_l(x_l, y_l)$  بر حسب پیکسل نسبت به مرکز تصویر، است.

بنابراین با توجه به شکل (۸) و با استفاده از تشابه مثلث‌ها می‌توان روابط زیر را نوشت:

$$\begin{aligned} X &= \frac{b(x_l + x_r)}{2(x_l - x_r)}, \\ Y &= \frac{b(y_l + y_r)}{2(x_l - x_r)}, \\ Z &= \frac{fb}{(x_l - x_r)}, \end{aligned} \quad (13)$$

در اینجا  $f$  معادل فاصله کانونی دوربین و  $b$  اندازه خط مبنا است. بنابراین با داشتن  $f$  و  $b$  از  $P(X, Y, Z)$  از  $p_l$  و  $p_r$  محاسبه می‌شود.

$$s(x, y) \approx \sum_u \sum_v \omega(u, v) (I_x(u, v)x + I_y(u, v)y) \quad (6)$$

در روابط (۵) و (۶)،  $I_x$  و  $I_y$  گرادیان مکانی تصویر حول پیکسل مورد نظر است که در اینجا از فیلتر Sobel برای محاسبه آن استفاده می‌کنیم. رابطه (۶) را می‌توان به شکل ماتریسی در رابطه (۷) بازنویسی کرد.

$$s(x, y) \approx [x \quad y] M \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} \quad (7)$$

در اینجا ماتریس M به شکل زیر است:

$$M = \sum_u \sum_v \omega(u, v) \begin{bmatrix} I_x^2 & I_x I_y \\ I_x I_y & I_y^2 \end{bmatrix} \quad (8)$$

برای هر پیکسل در الگوریتم Harris هزینه مربوط به آن از رابطه (۹) محاسبه می‌شود.

$$R = \lambda_1 \lambda_2 - k(\lambda_1 + \lambda_2)^2 \quad (9)$$

در اینجا  $\lambda_1$  و  $\lambda_2$  مقادیر ویژه ماتریس M و  $k$  پارامتر قابل تنظیم حساسیت که عددی بین ۰/۰۴ و ۰/۱۵ است. در [۱۲] Shi-Tomasi نشان می‌دهند که اگر تابع هزینه را با رابطه (۱۰) برای هر پیکسل در نظر بگیریم، نتایج بهتری بدست می‌آید که برای ردیابی پایدارتر هستند.

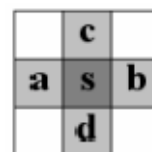
$$R = \min(\lambda_1, \lambda_2) \quad (10)$$

اگر  $R$  بیشتر از یک آستانه مشخص  $\lambda_r$  باشد، آن پیکسل به عنوان گوشه در نظر گرفته می‌شود. اگر فرض کنیم که خروجی الگوریتم گوشه‌یابی برای مکان یک پیکسل که به عنوان گوشه در نظر گرفته شده  $s=(x, y)$  باشد، مکان زیر پیکسل برای این پیکسل از روابط (۱۱) و (۱۲) محاسبه می‌شود.

$$sub_x = x + 0.5 + \frac{(\lambda_a - \lambda_b)}{2(\lambda_b - 2\lambda_s + \lambda_a)} \quad (11)$$

$$sub_y = y + 0.5 + \frac{(\lambda_c - \lambda_d)}{2(\lambda_d - 2\lambda_s + \lambda_c)} \quad (12)$$

در اینجا  $\lambda_i$  قدرت گوشه بودن برای چهار همسایگی یک پیکسل است که در شکل (۷) نشان داده شده است.



شکل (۷): چهار همسایگی پیکسل s.

$$x_n = V_2 - V_1, \quad (16)$$

$$y_n = (V_3 - V_1) - \frac{x_n \cdot (V_3 - V_1)}{x_n \cdot x_n} x_n \quad (17)$$

$$z_n = x_n \times y_n \quad (18)$$

۲.  $x_n$  و  $y_n$  و  $z_n$  را پس از نرمالیزه کردن به ترتیب در  $x'_n$  و  $y'_n$  و  $z'_n$  قرار می‌دهیم:

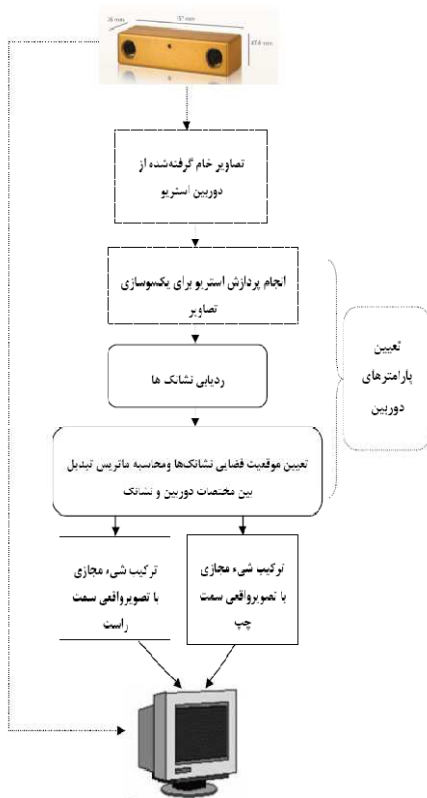
$$x'_n = \frac{x_n}{\|x_n\|}, y'_n = \frac{y_n}{\|y_n\|}, z'_n = \frac{z_n}{\|z_n\|} \quad (19)$$

۳. بنابراین ماتریس دوران با استفاده از رابطه (۲۰) بدست می‌آید:

$$R = [x'_n \ y'_n \ z'_n] \quad (20)$$

با استفاده از  $R$  و  $T$ ، ماتریس مدل-دید یا ماتریس هم‌نگار<sup>۷</sup> به طور یکتا بدست می‌آید. حال باید به این نکته توجه کرد که انطباق هندسی بین مختصات واقعی و مجازی به وسیله ماتریس  $M$  ایجاد می‌شود. در واقع مکان دوربین مجازی با ضرب این ماتریس در نقاط در هر فریم بدست می‌آید.

در شکل (۱۰) بلوک دیاگرام نحوه پیاده‌سازی سامانه AR با استفاده از بینایی استریو را مشاهده می‌کنید.



شکل (۱۰): بلوک دیاگرام نحوه پیاده‌سازی سامانه AR با دوربین استریو.

در این بلوک دیاگرام تصاویر خام گرفته شده توسط دوربین با اعمال پردازش مربوط به کالیبراسیون دوربین استریو به تصاویر یکسوسوده<sup>۸</sup>

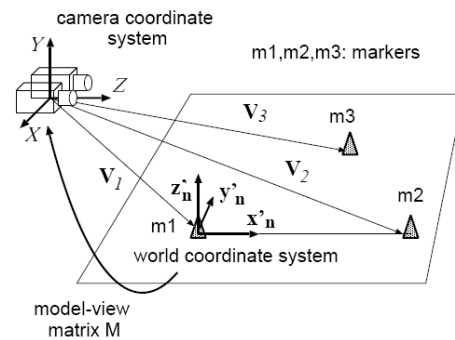
### ۳-۳- محاسبه ماتریس مدل-دید

به منظور ترکیب تصویر واقعی با تصویر مجازی یک ماتریس مدل-دید که تبدیلی است که نقاط واقع در مختصات واقعی را به مختصات دوربین انتقال می‌دهد. شکل (۹) ارتباط بین مختصات دوربین و مختصات واقعی نشانک‌ها را بیان می‌کند. اگر ماتریس مدل-دید را با  $M$  و مختصات نقطه واقع در فضای واقعی را با  $w$  و همچنین مکان این نقطه در مختصات دوربین را با  $C$  نمایش دهیم، معادله (۱۴) رابطه بین آن‌ها را بیان می‌کند:

$$C = Mw \quad (14)$$

ماتریس  $M$  یک تبدیل صلب در مختصات همگن است که شامل دوران  $R$  و انتقال به اندازه  $T$  است.

$$M = \begin{bmatrix} R & T \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$



شکل (۹): نحوه قرارگیری مبدأ مختصات دوربین نسبت به هر یک از نشانک‌ها.

در این سامانه مختصات فضای واقعی به مانند زیر تعریف می‌شود:

- مبدأ را روی نشانک شماره (۱) قرار می‌دهیم ( $m_1$  در شکل ۹)
- محور  $X$  روی خطی که نشانک‌های شماره (۱) و (۲) ( $m_2$  در شکل (۱۰)) را به هم وصل می‌کند، قرار دارد.
- صفحه  $X-Y$  همان صفحه‌ای است که نشانک‌ها روی آن قرار دارند.

بر طبق تعاریف بالا، مؤلفه انتقال  $T$  همان موقعیت مختصات دوربین استریو نسبت به نشانک شماره (۱) است و ماتریس دوران  $R$  نیز با انجام مراحل زیر بدست می‌آید:

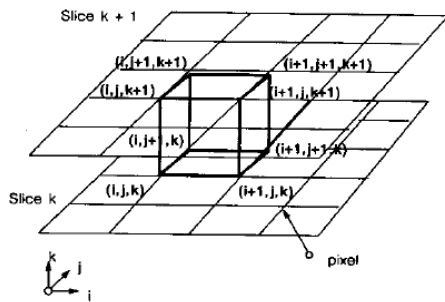
۱. فرض کنید مکان نشانک‌های شماره (۱) و (۲) و (۳) با بردارهای  $V_1$  و  $V_2$  و  $V_3$  به ترتیب بیان شده باشد، جهت بردار هر محور از مختصات واقعی را که با  $(x_n, y_n, z_n)$  نمایش داده شده، از معادلات زیر بدست می‌آوریم:

تعداد تصاویر MRI برای بازسازی سطوح سه بعدی ۹۰ برش با ابعاد ۳۸۴×۲۶۴ با فرمت jpeg در راستای محورهای X و Y که با فاصله دو پیکسل در راستای محور Z قرار گرفته‌اند، است. روش استفاده شده برای تولید تصاویر سه بعدی، یک روش غیر مستقیم در افزودن حجم<sup>۹</sup> است. این روش توسط Lorensen [۱۷] معرفی گردیده است و موسوم به دسته مکعب‌ها<sup>۱۱</sup> (MC) است. حل مسئله بازسازی سطوح سه بعدی با استفاده از الگوریتم MC را می‌توان به دو مرحله تقسیم کرد:

۱. تعیین سطح متناظر برای مقادیر روشنایی موجود در برش‌ها و ساختن مثلث‌ها.
۲. بالا بردن کیفیت سطوح مشاهده شده در صفحه نمایش با استفاده از محاسبه بردار نرمال هر مثلث.

ابتدا با توجه به شکل (۱۲) برای هر دو برش مجاور مکعب منطقی با استفاده از ۸ پیکسل (برای هر برش ۴ پیکسل) ساخته می‌شود. این ۸ پیکسل به عنوان رئوس این مکعب در نظر گرفته می‌شوند.

برای تعیین اینکه یک پیکسل در داخل یا خارج سطوح سه بعدی قرار دارد، از یک آستانه‌گذاری استفاده می‌کنیم، با این کار پیکسل‌های اضافه که برای ما کاربردی ندارند صفر می‌شوند. بنابراین، هر رأس مکعب منطقی یا داخل سطوح سه بعدی یا خارج آن، بنابراین هر رأس به دو حالت می‌تواند تعریف شود، یعنی اینکه ما برای تمام رئوس این مکعب می‌توانیم  $2^8 = 256$  حالت بر خورد با سطوح سه بعدی را تعریف کنیم.



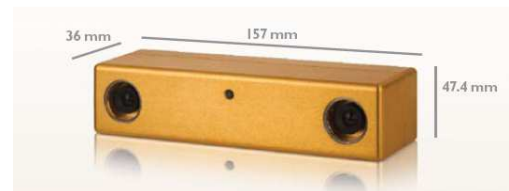
شکل (۱۲): نحوه ساخت مکعب منطقی با استفاده از ۸ پیکسل در دو برش مجاور

در ابتدا بافت مغز را از تصاویر MRI استخراج می‌کنیم. این کار را به وسیله الگوریتم Dempster [۱۸] که موسوم به  $EM^{11}$  است در نرم افزار  $SPM^{12}$  انجام می‌دهیم. این الگوریتم یک روش تکرارپذیر برای تخمین بیشینه شباهت<sup>۱۳</sup> یا بیشینه احتمال مؤخر<sup>۱۴</sup> (MAP) در یک مدل آماری است. برای یک مدل آماری متشکل از مجموعه داده‌های معلوم X و مجموعه داده‌های نهفته Z و بردار پارامترهای مجهول  $\theta$ ، با استفاده از رابطه (۲۱) مربوط به تابع شباهت، تخمین ماکزیمم شباهت<sup>۱۵</sup> (MLE) از پارامترهای مجهول به وسیله شباهت حاشیه ای

تبدیل می‌شوند. سپس نشانک‌های مورد نظر در این تصاویر ردیابی می‌شوند. با تعیین مکان دو بعدی نشانک‌ها در صفحه دو بعدی دوربین‌ها می‌توان موقعیت فضایی آن‌ها را در صحنه واقعی نسبت به مبدأ مورد نظر بر روی دوربین، پیدا کرد. با استفاده از موقعیت فضایی نشانک‌ها، میزان دوران و انتقال مبدأ این نشانک‌ها در فضای واقعی به مبدأ مختصات دوربین بدست می‌آید و در نهایت با ضرب این ماتریس در نقاط واقع در محیط مجازی انطباق حاصل می‌شود.

### پیاده سازی

در این سامانه از یک مجموعه استریو شامل دو دوربین استفاده کرده- ایم. این دوربین ساخت کمپانی Point Gray از کشور کانادا است. مدل این دوربین BB2 است، که خروجی آن دو تصویر رنگی RGB با ابعاد ۱۰۲۴×۷۶۸ پیکسل است. داده‌های دوربین از طریق کابل IEEE1394 به کامپیوتر انتقال داده می‌شود. در شکل (۱۱) تصویر این دوربین نمایش داده شده است.



شکل (۱۱): دوربین استریو مدل BB2.

در این سامانه در محیط ++C داده‌های تصویر را دریافت کرده و به صورت تصاویر RGB نمایش می‌دهیم. به منظور نمایش مدل‌های سه بعدی ساخته شده توسط کامپیوتر همراه با تصاویر گرفته شده از صحنه واقعی، از محیط OpenGL استفاده می‌کنیم.

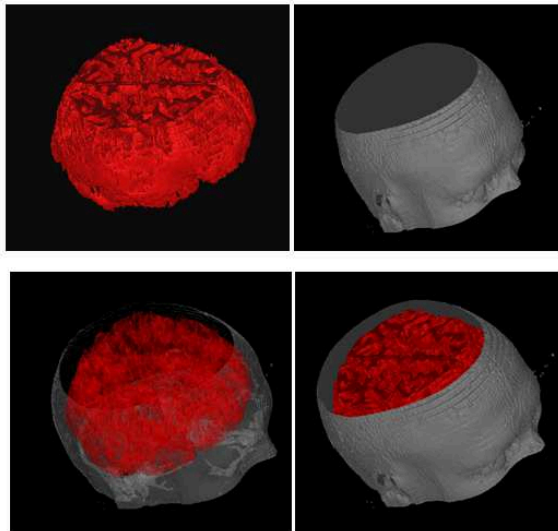
برای ایجاد تصاویر یکسو شده از الگوریتم Bouguet [۱۶] بهره می‌گیریم. در این الگوریتم صفحات تصویر هر دوربین را به اندازه نصف زاویه بین پرتوهای اصلی دوران می‌دهیم تا امتداد افقی صفحات هر دو تصویر در یک راستا قرار گیرند و پرتوهای اصلی آن‌ها موازی یکدیگر شوند، سپس در نهایت صفحات را طوری دوران می‌دهیم که خطوط ایپی‌پلار در هر دو تصویر در یک راستا قرار گیرند. در این الگوریتم برای یافتن زاویه دوران حول محورهای اصلی کافی است زاویه برخورد خطوط ایپی‌پلار صفحات هر دو دوربین را بیابیم.

به منظور کالیبراسیون دوربین‌ها و یافتن نگاشت مربوط به یکسوسازی تصاویر استریو، از یک صفحه شطرنجی با ابعاد ۱۰×۷ که هر مربع آن به اندازه یک اینچ است، استفاده می‌کنیم. برای ۱۴ تصویر گرفته شده از صفحه شطرنجی که دارای ۵۶ نقطه گوشه است (در کل برای ۷۵۶ نقطه)، خطای کالیبراسیون برابر ۰/۲۱۵۸۳۳ پیکسل می‌شود.

برای بازسازی سطوح سه بعدی از برش‌های MRI فرد مورد آزمایش (فردی که نشانک‌ها روی سر او نصب شده است) استفاده کرده‌ایم.

شده‌اند، یعنی نقاط متناظر در دو صفحه دوربین بر یک ردیف قرار دارند. بنابراین می‌توان خطای ردیابی را همان اختلاف اندازه عرض نقطه آشکار شده مربوط به نشانک در هر دو صفحه تصویر بیان کرد. خطای RMS را می‌توان از رابطه (۲۵) بدست آورد.

$$e_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (e_i)^2}{n}} \quad (25)$$

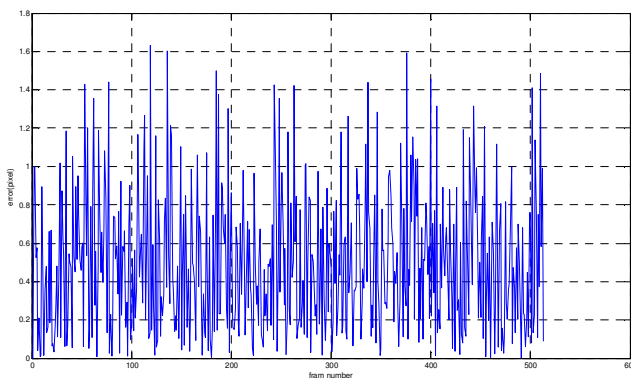


شکل (۱۴): سطوح بازسازی شده از تصاویر MRI در محیط OpenGL: (بالا راست) سطوح مربوط به بازسازی پوست. (بالا چپ) سطوح بازسازی شده بافت مغز همراه با رنگ. (پایین راست) ترکیب پوست و مغز به صورت جسم کدر. (پایین چپ) بافت مغز و پوست به صورت نیمه‌شفاف برای نشان دادن جزئیات پشت پوست.

که در اینجا  $n$  تعداد فریم‌ها است و  $e_i$  از رابطه (۲۶) بدست می‌آید.

$$e_i = |v_{li} - v_{ri}| \quad (26)$$

که  $v_{ri}$  و  $v_{li}$  به ترتیب ردیف نشانک در فریم  $i$  ام در تصاویر دوربین راست و چپ است.



شکل (۱۵): محور عمودی خطا بر حسب پیکسل و محور افقی شماره فریم مربوطه.

از داده های معلوم تعیین می‌شود (رابطه (۲۲)).

$$L(\theta; X, Z) = p(X, Z | \theta) \quad (21)$$

$$L(\theta; X) = p(X | \theta) = \sum_z p(X, Z | \theta) \quad (22)$$

الگوریتم EM به دنبال تعیین MLE از شباهت حاشیه ای به وسیله انجام مکرر دو مرحله زیراست:

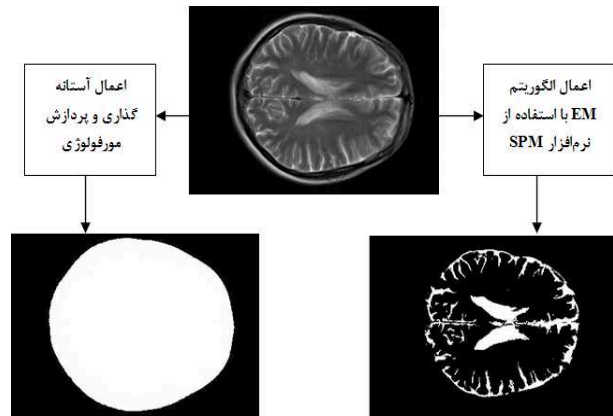
۱- مرحله امید (مرحله E): محاسبه مقادیر امید از تابع شباهت با توجه به توزیع شرطی  $Z$  در حالتی که  $X$  اتفاق بیافتد بطوری که پارامتر تخمین جاری  $\theta^t$  باشد:

$$Q(\theta | \theta^t) = E_{Z|X, \theta^t} [\log L(\theta; X, Z)] \quad (23)$$

۲- مرحله بیشینه کردن (مرحله M): پیدا کردن پارامتری که مقدار زیر (رابطه (۲۴)) را بیشینه کند.

$$\theta^{t+1} = \arg \max_{\theta} Q(\theta | \theta^t) \quad (24)$$

در شکل (۱۳) نمونه‌ای از خروجی این الگوریتم بر روی یک برش MRI را مشاهده می‌کنید. برای ناحیه‌بندی سطح پوست در این تصاویر از یک آستانه‌گذاری ساده و پردازش مورفولوژی بهره گرفته‌ایم. لازم به ذکر است که الگوریتم EM در حوزه کاری این تحقیق نبوده و فقط از نرم‌افزار SPM آنرا روی تصاویر اعمال کرده‌ایم. برای آگاهی از جزئیات نرم افزار SPM به مرجع [۱۹] مراجعه کنید.

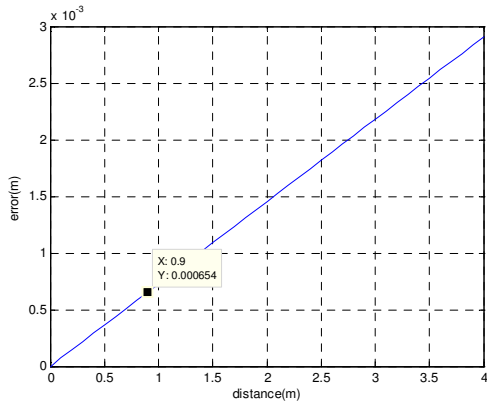


شکل (۱۳): استخراج بافت مغز با الگوریتم EM (سمت راست پایین) و استخراج سطوح پوست بوسیله آستانه‌گذاری و پردازش مورفولوژی (سمت چپ پایین) از برش‌های MRI (بالا)

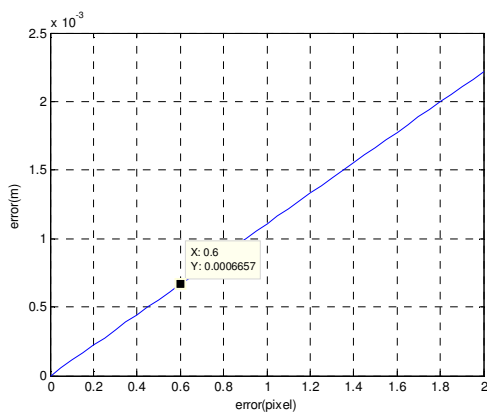
در شکل (۱۴) نتیجه بازسازی سطوح سه‌بعدی را مشاهده می‌کنید. این تصاویر در محیط OpenGL نمایش داده شده است. همان طور که مشاهده می‌کنید بافت مغز به رنگ قرمز و پوست با رنگ خاکستری نشان داده شده است.

نشانک‌ها را بر روی صفحات تصویر دو دوربین که محورهای نوری موازی دارند ردیابی می‌کنیم. در واقع صفحات تصویر دو دوربین یکسو





شکل (۱۶): محور افقی خطا بر حسب متر و محور عمودی میزان فاصله از دوربین است.



شکل (۱۷): محور افقی خطا بر حسب پیکسل و محور عمودی خطا بر حسب متر

جدول (۳): زمان‌های صرف شده برای ردیابی ترکیبی نشانک مورد نظر

| الگوریتم پیاده‌سازی شده   | زمان بر حسب میلی ثانیه |
|---|------------------------|
| زمان صرف شده برای تعیین ناحیه مربوط به پوست   | < ۱۷ ms                |
| زمان صرف شده برای انجام الگوریتم تطبیق قالب برای ۳ نشانک  | < ۹۶ms                 |
| زمان صرف شده برای ردیابی پیوسته (تعیین پنجره در اطراف مکان اولیه و استفاده از شی-توماسی) برای ۳ نشانک | < ۳۵ms                 |

با توجه به جدول (۳) زمان صرف شده برای تعیین موقعیت نشانک‌ها کمتر از ۱۱۳ میلی‌ثانیه است، باید توجه داشت که این اتفاق تنها در یک فریم تصویر صورت می‌گیرد و در بقیه فریم‌های بعد از تعیین مکان اولیه، میزان زمان صرف شده برای تعیین موقعیت ۳ نشانک برابر است با مجموع زمان صرف شده برای تعیین ناحیه پوست و زمان صرف شده برای ردیابی پیوسته ۳ نشانک که با توجه به جدول این زمان صرف شده کمتر از ۵۲ میلی‌ثانیه است، لذا ردیابی به طور بلادرنگ انجام می‌شود.

نمودار شکل (۱۵) خطای حاصل از ردیابی نشانک‌ها را در هر فریم بر حسب پیکسل نمایش می‌دهد. برای ۵۱۳ فریم، ماکزیمم این خطا ۱/۶۵ پیکسل است. در جدول (۲) میانگین و RMS و انحراف از معیار این خطا را مشاهده می‌کنید.

جدول (۲): نتایج خطای ردیابی نشانک مورد نظر

| مقدار (پیکسل) | خطای ردیابی نشانک‌ها              |
|---------------|-----------------------------------|
| ۰/۴۹۵۳۸       | میانگین خطا برای ۵۱۳ فریم         |
| ۰/۶۱۵۷        | خطای RMS برای ۵۱۳ فریم            |
| ۰/۳۸۷         | انحراف از معیار خطا برای ۵۱۳ فریم |

با توجه به نتایج بدست آمده از محاسبه خطاهای ردیابی نشانک‌ها در جدول (۲) می‌توان نتیجه گرفت ردیابی نشانک‌ها با دقت زیر پیکسل انجام می‌گیرد که این نتیجه برای کاربردهای نیازمند به دقت بالا بسیار مناسب است.

میدان دید عمودی برابر ۵۱/۹۳۷۳ درجه و میزان خطا در فاصله ۹۴ سانتی‌متر از دوربین برابر ۰/۶۸۵ میلی‌متر است. در نمودار شکل (۱۶) می‌توانید میزان تغییرات RMS خطا بر حسب متر را نسبت به تغییرات فاصله از دوربین مشاهده کنید. همان‌طور که در این نمودار می‌بینید با افزایش فاصله میزان خطا نیز افزایش می‌یابد. با توجه به شکل (۱۶) می‌توان دید که در فاصله ۹۴ سانتی‌متری از دوربین میزان خطا ۰/۶ بر حسب میلی‌متر است که این میزان خطا در نمودار شکل (۱۷) معادل خطای ۰/۶ بر حسب پیکسل است که این نشان‌دهنده دقت زیر پیکسل در ردیابی مکان نشانک‌هاست. در فاصله بیشتر از ۹۴ سانتی‌متر ابعاد نشانک خیلی کوچک می‌شود و دیگر قابل ردیابی نیست. لازم به ذکر است که ردیابی این نشانک‌ها با دقت مکانی زیر پیکسل به طور بلادرنگ صورت می‌گیرد. جدول (۳) زمان صرف شده برای اجرای الگوریتم ردیابی نشانک‌ها را نشان می‌دهد. که بلادرنگ بودن ردیابی در این جدول مشهود است. به منظور انجام ردیابی بلادرنگ نشانک‌ها باید زمان صرف شده برای تعیین موقعیت هر نشانک در هر فریم کمتر از ۶۷ میلی‌ثانیه باشد، به عبارت دیگر ردیابی باید با نرخ ۱۵ تا ۲۵ فریم بر ثانیه انجام شود.

که این نیز از اهمیت بالایی برخوردار است. این در حالی است که سامانه‌های ردیابی با استفاده از نشانک‌های فعال که امروزه در سامانه‌های AR پزشکی بکار می‌روند دارای RMS خطا ۰/۴۷ میلی-متر هستند [۲۰]. اگرچه خطای سامانه ردیابی غیر فعال بیشتر است اما این سامانه از لحاظ قیمت بسیار پایین‌تر از سامانه‌های ردیابی دوربین فعال است. در ضمن خطای ۰/۶۸۵ میلی-متر در کاربردهای پزشکی مناسب است. مزیت سامانه ما در قیمت پایین و پایداری آن به انسدادهای جزئی است. با توجه به این مزیت‌ها اختلاف ۰/۲ میلی-متر قابل اغماض است.

### سپاسگزاری

با تشکر از سرکار خانم مهندس سونا قدیمی، که وقت گران‌بهای خود را در انجام آزمایشات مربوط به تحقیق اختصاص دادند.

### مراجع

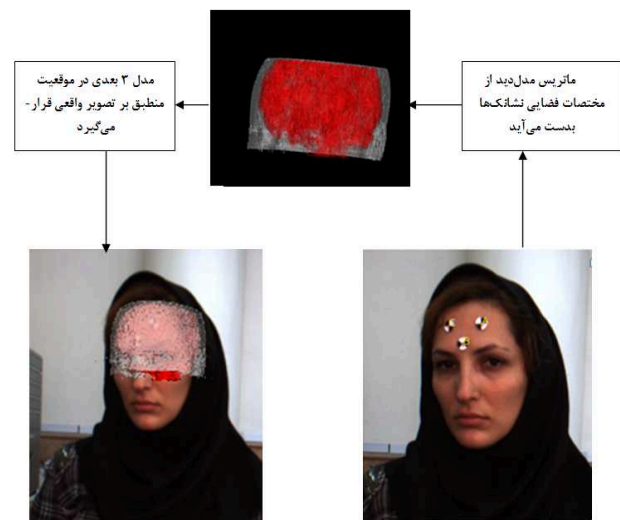
- [1] B. Schwald, H. Seibert, M. Schnaider, S. Wesarg, S. Röddiger, S. Dogan, "Implementation and Evaluation of an Augmented Reality System Supporting Minimal Invasive Interventions", In Workshop: AMI-ARCS, 2004.
- [2] S. Geisen, "Augmented Reality in Surgery", Term paper in Medical Images, Faculty of Electrotechnic, Informatics and Mathematics, Paderborn University, 2005.
- [3] M Wiczorek, A Aichert, O Kutter, "GPU-accelerated Rendering for Medical Augmented Reality in Minimally-invasive Procedures", In Proceedings of BVM, 2010.
- [4] C. Bichlmeier, N. Navab, "Virtual Window for Improved Depth Perception in Medical AR", Augmented Reality environments for Medical, 2006.
- [5] V. Lepetit, P. Fua, "Monocular Model-Based 3D Tracking of Rigid Objects: A Survey", computer Graphics and Vision, Vol. 1, No 1, pp.1-89, 2005.
- [6] B. Schwald, H. Seibert, and T. Weller, "A flexible tracking concept applied to medical scenarios using an ar window", In Proc. IEEE and ACM Int'l Symp. on Mixed and Augmented Reality (ISMAR), page 261, Washington, DC, USA, 2002. IEEE Computer Society.
- [7] M. Feuerstein, T. Mussack, S. M. Heining, and N. Navab, "Registration-free laparoscope augmentation for intra-operative liver resection planning", In SPIE Medical Imaging, San Diego, California, USA, February 2007.
- [8] W. Birkfellner, M. Figl, K. Huber, F. Watzinger, F. Wanschitz, J. Hummel, R. Hanel, W. Greimel, P. Homolka, R. Ewers, and H. Bergmann, "A head-mounted operating binocular for augmented reality visualization in medicine - design and initial evaluation" IEEE Trans. Med. Imag., vol. 21, No.8, pp.991-997, 2002.
- [9] A. P. King, P. J. Edwards, C. R. Maurer, Jr., D. A. de Cunha, D. J. Hawkes, D. L. G. Hill, R. P. Gaston, M. R. Fenlon, A. J. Strong, C. L. Chandler, A. Richards, and M. J. Gleason, "A system for microscope-assisted guided interventions", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 19, No. 11, pp. 1082-1093, 2000.
- [10] F. Sauer, A. Khamene, B. Basclé, S. Vogt, and G. J. Rubinob, "Augmented reality visualization in imri operating room: System description and pre-clinical testing", In Proceedings of SPIE, Medical Imaging, vol. 4681, pp. 446-454, 2002.

جدول (۴): زمان صرف‌شده برای ردیابی نشانک‌ها و افزودن مدل سه‌بعدی به فریم‌ها

| مدت زمان                | نوع فعالیت   |
|-------------------------|--|
| ۱۷/۸۳ s                 | بارگذاری اولیه مدل سه‌بعدی ساخته شده توسط کامپیوتر (برای پوست و مغز) |
| < ۱۸ ms                 | نمایش مدل سه‌بعدی به طور پیوسته                                      |
| < ۵۲ ms + ۱۸ ms = ۷۰ ms | کل زمان صرف شده برای ردیابی سه‌بعدی نشانک‌ها و افزودن مدل سه‌بعدی    |

همان طور که در جدول (۴) مشاهده می‌کنید، ردیابی سه‌بعدی نشانک‌ها و افزودن حجم و ایجاد انطباق، کمتر از ۷۰ میلی‌ثانیه طول می‌کشد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که سامانه واقعیت افزوده طراحی شده به طور بلادرنگ کار می‌کند.

هر فریم با ضرب ماتریس مدل‌دید در مدل سه‌بعدی ساخته شده توسط کامپیوتر این شیء در موقعیت صحیح که منطبق بر تصویر حقیقی است، قرار می‌گیرد. شکل (۱۷) نتایج حاصل از اعمال ماتریس مدل‌دید را بر روی مدل سه‌بعدی، نشان می‌دهد.



شکل (۱۸): نتایج انطباق مبتنی بر بینایی با استفاده از دوربین استریو: (پایین سمت راست) تعیین موقعیت نشانک‌ها در تصاویر یکسو شده و تعیین ماتریس مدل‌دید. (پایین سمت چپ) تصویر نهایی حاصل از انطباق مدل سه‌بعدی با تصویر حقیقی. (بالا) مدل سه‌بعدی نیمه شفاف

### نتیجه‌گیری

اهداف این تحقیق رسیدن به یک سامانه AR با دقت بالا بود که با استفاده از نشانک‌های نقطه‌ای موسوم به xpoint توانستیم به دقتی در حدود ۰/۶۸۵ میلی‌متر دست یابیم که بسیار مطلوب است. از طرفی این ردیابی و افزودن حجم به صحنه به طور بلادرنگ انجام می‌شود یعنی زمان لازم برای ردیابی و افزودن حجم در نرخ فریم تعاملی (۱۵-۳۰ فریم بر ثانیه) در کمتر از ۷۰ میلی‌ثانیه (۱۵ فریم بر ثانیه) است.

- [11] A. Z. Kyme, V. W. Zhou, S. R. Meikle, R. R. Fulton, "Real-time 3D motion tracking for small animal brain PET", *Phys. Med. Biol.* Vol. 53, pp. 2651–2666, 2008.
- [12] J. Shi and C. Tomasi, "Good features to track", 9th IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 1994.
- [13] Douglas Chai, "Face Segmentation Using Skin-Color Map in Videophone Applications", *IEEE transactions on circuits and system for video technology*, Vol. 9, No. 4, 1999.
- [14] J. D. Foley, A. V. Dam, S. K. Feiner, J. F. Hughes, "Computer Graphics - Principles and Practice", 2nd ed. USA: Addison-Wesley, 1990.
- [15] C. Harris, M. Stephens, "A combined corner and edge detector", In Proceedings of the 4th Alvey Vision Conf, pp. 147–151, 1988.
- [16] J.-Y. Bouguet, "Camera calibration toolbox for Matlab", retrieved June 2, 2008, from [http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/index.html](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/index.html).
- [17] W. Lorensen, H. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3d surface construction algorithm, *Computer Graphics*", Vol. 21, pp. 163-169, 1987.
- [18] A.P. Dempster, N.M. Laird, D.B. Rubin, "Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm", *Journal of the Royal Statistical Society. Series B (Methodological)*, Vol. 39, pp.1–38, 1977.
- [19] W. D. Penny, K. J. Friston, J. T. Ashburner, S. J. Kiebel, T. E. Nichols, "Statistical Parametric Mapping: The Analysis of Functional Brain Images", *ScienceDirect e-book*, 2007.
- [20] M. Schneberger, "Infrared Optical Tracking Systems Mathematical and operation Principles", Lecture: Intra-operative Imaging & Visualization, TU München, 2004.

### زیر نویس ها

---

- <sup>1</sup> Image Guided Surgery(IGS)
- <sup>2</sup> Minimally Invasive Surgery(MIS)
- <sup>3</sup> Augmented Reality
- <sup>4</sup> Template matching
- <sup>5</sup> Sum of squared difference
- <sup>6</sup> Baseline
- <sup>7</sup> Homography
- <sup>8</sup> Rectified
- <sup>9</sup> Volume Rendering
- <sup>10</sup> Marching Cubes
- <sup>11</sup> Expectation-maximization
- <sup>12</sup> Statistical Parametric Mapping
- <sup>13</sup> Maximum Likelihood
- <sup>14</sup> Maximum a Posteriori
- <sup>15</sup> Maximum Likelihood Estimate