

طراحی و ساخت یک سیستم فتوگرامتری چهار کانونه برای اندازه‌گیری زخم بستر

عباس مالیان

دانشجوی دکتری گروه مهندسی نقشه‌برداری - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

علی عزیزی

دانشیار گروه مهندسی نقشه‌برداری - پردیس دانشکده های فنی - دانشگاه تهران

قطب علمی مهندسی نقشه‌برداری و مقابله با سوانح

محمود ذوالفقاری

دانشیار دانشکده عمران - دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(تاریخ دریافت ۸۳/۷/۱۱، تاریخ دریافت روایت اصلاح شده ۸۴/۶/۱۹، تاریخ تصویب ۸۴/۶/۲۶)

چکیده

در این مقاله، روشی نوین در تهیه اتوماتیک مدل سه بعدی زخم بستر ارائه شده است. در بیشتر روشهای موجود در اندازه‌گیری زخم بستر، باید تماس مستقیم با موضع زخم صورت گیرد و در نتیجه، این روشها میتوانند دردناک و عفونت‌زا باشند. در روش ارائه شده در این تحقیق، از چهار دوربین رقومی برای تصویر برداری از زخم استفاده میشود. یک الگو افکن^۱ نیز بافت^۲ مناسبی را بر روی سطح زخم ایجاد میکند. وجود محورهای دورانی و انتقالی، امکان حرکات دوربینها و نیز دورانهای آنها را فراهم میکند. بنابراین میدان دید هر دوربین میتواند بر روی زخم متمرکز شده و در همین حال هندسه حاکم بین دوربینها برای حالتی بهینه میتواند تنظیم گردد. با استفاده از خطوط اپیپولار و قیود رادیومتریک، نقاط متناظر در تصاویر به صورت اتوماتیک استخراج میشوند. روشهای متداول در تناظریابی به علت مرطوب بودن سطح زخم، کارایی خود را از دست میدهند. این مشکل در حالتی که هندسه دوربین ایده‌آل در نظر گرفته شود با استفاده از قید هندسه اپیپولار قابل حل است. در مرحله نهایی، با استفاده از معادلات تقاطع فضایی، مختصات سه بعدی نقاط سطح زخم محاسبه شده است. هدف اصلی این مقاله بیان جزئیات الگوریتمی در ارتباط با هندسه تصویر برداری است. اولین نتایج بدست آمده از سیستم چهار دوربین نیز در انتهای این مقاله ارائه گردیده است. این نتایج نشان دهنده توانایی این سیستم در بازسازی سه بعدی زخم بستر است.

واژه‌های کلیدی: فتوگرامتری پزشکی، دوربین رقومی، هندسه اپیپولار، زخم بستر، تناظریابی، تصویر برداری سه-کانونه، تصویربرداری چهار کانونه

مقدمه

بستر مبتلا میشوند [۲].



شکل ۱: تصویری از زخم بستر.

زخم بستر (شکل ۱) در بیمارانی که به هر دلیل قادر به حرکت نیستند در صورت انسداد جریان خون در مویرگها، ایجاد میشود. این انسداد میتواند به دلیل فشار وارده به مواضع سطحی بدن که نزدیک به اندامهای استخوانی قرار دارند بوجود آید (شکل ۲). سالانه میلیونها نفر از بیماران در سراسر دنیا دچار زخم بستر میشوند. در کشورهایی که به ویژه جمعیت افراد مسن آنها رو به افزایش است این معضل شدیدتر است. مطالعات اخیر در ایالات متحده آمریکا که در ۲۵۶ بیمارستان نمونه صورت گرفته است، نشان میدهد که ۱۰/۸٪ از بیماران در بیمارستانها (با انحراف معیاری برابر با ۵/۸۴) به زخم

استراتژی (۲): بکار بردن روشهای افزایش سرعت بهبود زخم: پاره‌ای از این روشها مستلزم استفاده از شیوه‌های پایش مشخصه‌هایی از قبیل اندازه، عمق، حجم و جهت زخم است. نظارت ادواری این پارامترها میتواند تاثیر داروها و روشهای درمانی استفاده شده را در بازه زمانی کوتاهی مشخص کرده و در نتیجه دوره بهبودی را تسریع نماید. متداولترین این شیوه‌ها به شرح زیر است:

(۱) استفاده از صفحه شفاف^۵،

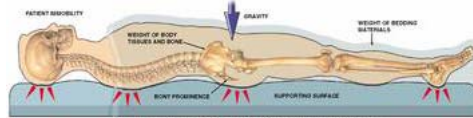
(۲) تزریق مایع،

(۳) قالب سازی از زخم،

(۴) تصویربرداری از زخم.

در روش اول، با استفاده از یک صفحه شفاف که بر روی زخم قرار داده میشود سطح زخم اندازه‌گیری میشود. در روش دوم با تزریق مایع به فضای درونی زخم و اندازه‌گیری مقدار مایع، حجم زخم تخمین زده می‌شود و در روش سوم با استفاده از قالب‌گیری، حجم زخم تعیین می‌می‌گردد. چهارمین روش، متکی بر تصویربرداری است. از بین روشهای بالا، روش چهارم، به علت عدم تماس مستقیم با زخم، کسب آنی داده‌ها و دقت بالاتر، مناسبتر به نظر میرسد، ولی در عین حال کارهای انجام شده تا کنون با شیوه اخیر محدود بوده و نواقصی در آنها مشهود است. مهمترین نقیصه روشهای اجرا شده مبتنی بر تصویربرداری، عدم اندازه‌گیری مشخصه عمق است (برای نمونه به [۳، ۱] رجوع کنید). در این روشها، تصویر برداشته شده از زخم، تصحیح هندسی شده و از این طریق جابجایی ناشی از تیلت دوربین حذف میشود و سپس با روش: "on screen digitizing"^۶ مختصات x,y مربوط به محدوده مرزی زخم، استخراج می‌شود. در پاره‌ای از موارد، استخراج محدوده مرزی زخم، با استفاده از روشهای پردازش تصاویر به صورت خودکار صورت می‌گیرد [۳]. اشکال عمده همه این روشها در این است که مؤلفه عمق، استخراج نمیشود و در نتیجه تخمین حجم زخم بستر امکان پذیر نخواهد بود. به علاوه به همین علت، جابجایی ناشی از عمق در تصویر باقی مانده و در نتیجه، دقت تخمین مسطحاتی ابعاد زخم نیز کاهش می‌یابد [۳].

برای استخراج مؤلفه عمق از تصاویر زخم بستر، دو معضل اساسی وجود دارد: اولین مشکل ناشی از ضرورت تصویر برداری با بیش از یک دوربین است. به همین علت، یک نقطه، در بیش از یک تصویر ظاهر میشود. از آنجایی



شکل ۲: تشکیل زخم بستر در مجاورت اندامهای استخوانی.

این موضوع قطعاً در کشورهایی که امکانات بیمارستانی کمتری دارند به مراتب شدیدتر است. در ایران هنوز مطالعه جامعی در زمینه درصد افراد مبتلا به این بیماری صورت نگرفته است. در یک مطالعه محدود توصیفی در ۵۰۰ مورد زخم بستر در بیماران مبتلا به ضایعه طناب نخاعی، از مجموع ۲۰۰۰ مورد ثبت شده، نتایج زیر گزارش شده است [۹]:

جدول ۱: استخراج شده از [۹].

شایعترین علت قطع نخاع	۹۷٪ Trauma (صدمات بدنی) ^۳
شایعترین محل عفونت زخم	۳٪ عوامل دیگر Isthmic (بافتهای مجاور استخوان)
جنسیت	۹۸٪ مرد ۲٪ زن
سن بیماران	۱۲ تا ۷۸ سال
زمان بستری شدن	۱۳ روز با انحراف معیار ۶ روز

در جدول (۱) شایعترین علت قطع نخاع ناشی از Trauma (تصادف، سقوط از ارتفاع و نظایر آن) ذکر گردیده است. با توجه به نرخ بالای تصادفات رانندگی در ایران و نیز معلولیت‌های ناشی از جنگ، به نظر میرسد تعداد بیماران مبتلا به زخم بستر در کشور قابل توجه باشد. این معضل نه فقط برای بیمار و اطرافیان طاقت فرساست بلکه بار مالی بالایی را نیز به افراد و دولت تحمیل میکند.

برای مواجهه با این مشکل، راه‌های مطرح به شرحی است که در پی می‌آید:

استراتژی (۱): استفاده از شیوه‌های جلوگیری از ایجاد زخم بستر: برای تحقق این امر، مراقبتهای دوره‌ای با فواصل زمانی کوتاه برای تغییر وضعیت بیمار به منظور جلوگیری از تماس ممتد یک موضع با بستر باید صورت گیرد. به عنوان روشی جایگزین میتوان از تشکهای جریان هوا (air-fluidized bed (AFB) نیز^۴ استفاده کرد [۲]. در این تشکها، جریان ممتد هوا نیروی وزن در مواضع متفاوت بدن را خنثی کرده و در نتیجه امکان ابتلا به زخم بستر کاهش می‌یابد.

ارائه خواهد گردید و سپس جزئیات سخت‌افزاری آن توضیح داده خواهد شد.

ساختار الگوریتمی medphos

ساختار الگوریتمی medphos تا آنجایی که به هندسه تصویربرداری مربوط می‌شود در این مقاله ارائه شده است. جزئیات مربوط به پردازش رادیومتریکی اطلاعات و تناظریابی اتوماتیک در [۴، ۶، ۱۰] گزارش گردیده است. برای درک ایده اصلی، ابتدا تصویربرداری سه‌دوربینه (سه‌کانونه)، که مرحله مقدماتی این تحقیق را تشکیل داده است، به صورتی موجز توضیح داده می‌شود. تصویربرداری سه‌کانونه و نیز چهارکانونه، دارای مزایایی هستند که در قسمتهای بعدی این مقاله بررسی خواهد شد.

حل ابهام ناشی از دو دوربین

استخراج اطلاعات عمق و نیز تصحیح خطای جابجایی ناشی از عمق، اساساً با دو دوربین امکان پذیر است، ولی در عین حال، تعیین المانهای توجیه خارجی دوربینها در چنین شرایطی نیاز به استفاده از نقاط کنترل دارد. مختصات این نقاط در فضای شی باید قبلاً یا همزمان با تصویربرداری اندازه‌گیری شده باشد. در چنین شرایطی معادلات شرطهم‌خطی برای برقراری ارتباط بین فضای تصویر و فضای شی می‌تواند بکار رود. این معادلات در حالت استاندارد خود به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\begin{cases} x' = -f \frac{M_1' X'}{M_3' X'} \\ y' = -f \frac{M_2' X'}{M_3' X'} \\ x'' = -f \frac{M_1'' X''}{M_3'' X''} \\ y'' = -f \frac{M_2'' X''}{M_3'' X''} \end{cases}$$

(۱)

در رابطه بالا M_1', \dots, M_3'' به ترتیب ماتریسهای کسینوسهای هادی برای دوربینهای راست و چپ، x', y', \dots, x'', y'' مختصات عکسی نقاط متناظر اندازه‌گیری شده در سیستم مختصات مراکز تصویر دوربینهای راست و چپ، f فاصله کانونی دوربین و X', X'' بردارهای زیر هستند:

که سطح زخم مرطوب است، انعکاسات پرتوهای نوری از یک نقطه، یکسان نبوده و در نتیجه نقاط متناظر با اطلاعات رادیومتریکی متفاوت در تصاویر ظاهر خواهند شد. این امر تناظریابی خودکار را با مشکل برآورده خواهد ساخت. در چنین شرایطی حتی تناظریابی دستی با روشهای متداول در فتوگرامتری نیز دشوار خواهد بود. دومین مشکل، اندازه‌گیری نقاط کنترل برای محاسبه المانهای توجیه خارجی دوربین است. از آنجایی که این نقاط باید در اطراف زخم انتخاب شوند، به علت وضعیت بیمار، به دشواری قابل اندازه‌گیری خواهند بود. هدف پروژه حاضر، حل مشکلاتی است که هم اکنون به آنها اشاره شد. با اتخاذ تدابیر زیر، حل این مشکلات امکان پذیر گردید:

- استفاده از قید هندسه اپیپولار با استفاده از سه یا چهار دوربین، به نحوی که مستقل از شباهت‌های رادیومتریکی، تناظریابی انجام پذیر باشد.
- استفاده از پیش پردازش رقومی، جهت یکسان سازی اطلاعات رادیومتریکی نقاط متناظر،
- بکارگیری یک پروژکتور الگو افکن برای ایجاد نقاط عارضه‌ای بر روی زخم، به منظور تقویت تناظریابی اتوماتیک.
- استفاده از ترکیب بیش از دو دوربین در راه حل طرح شده بالا، علاوه بر حل معضل اول، نیاز به اندازه‌گیری نقاط کنترل در اطراف زخم را نیز بر طرف می‌نماید.

نمونه اولیه این تحقیق که با سه دوربین طراحی شده است، مرحله مقدماتی این پژوهش را تشکیل میدهد و در [۴] گزارش شده است. قسمتهای بعدی این مقاله به توضیح ساختار سیستم طراحی شده چهار دوربینه که تحت عنوان (medphos) ^۷ نامگذاری شده است می‌پردازد. اولین نتایج بدست آمده نیز در انتهای این مقاله گزارش شده است.

ساختار کلی medphos

سیستم medphos بر اساس تصویربرداری همزمان چهار دوربین طراحی گردیده است. این سیستم از دو جزء نرم‌افزار و سخت‌افزار تشکیل شده است. در این مقاله ابتدا ساختار الگوریتمی (نرم‌افزاری) medphos

تقاطع فضایی را خواهند داشت. برای مثال اگر هدف صرفاً حل ترفیع فضایی باشد، مختصات زمینی نقاط معلوم است و بنابراین دیفرانسیلهای آنها از معادلات حذف می‌شوند. از طرف دیگر در تقاطع فضایی، دیفرانسیلهای المانهای توجیه خارجی دوربین، به علت معلوم بودن، از بردار مجهولات حذف خواهند شد.

با خطی کردن معادلات (۱)، در حالت کلی، نسبت به مختصات نقاط در فضای شیء و پارامترهای توجیه خارجی دو دوربین، با استفاده از بسط سری تایلور برای n نقطه گرهی و m نقطه کنترل/گرهی برای یک زوج تصویر خواهیم داشت:

$$\begin{pmatrix} v_{x'1} \\ v_{y'1} \\ \vdots \\ v_{x''n} \\ v_{y''n} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial x'}{\partial \omega'} \frac{\partial x'}{\partial \phi'} \frac{\partial x'}{\partial \kappa'} \frac{\partial x'}{\partial X_{c1}} \frac{\partial x'}{\partial Y_{c1}} \frac{\partial x'}{\partial Z_{c1}} \dots 0 & 0 \dots \\ \frac{\partial y'}{\partial \omega'} \frac{\partial y'}{\partial \phi'} \frac{\partial y'}{\partial \kappa'} \frac{\partial y'}{\partial X_{c1}} \frac{\partial y'}{\partial Y_{c1}} \frac{\partial y'}{\partial Z_{c1}} \dots 0 & 0 \dots \\ \vdots & \vdots \\ \frac{\partial y''}{\partial \omega''} \frac{\partial y''}{\partial \phi''} \frac{\partial y''}{\partial \kappa''} \frac{\partial y''}{\partial X_{c2}} \frac{\partial y''}{\partial Y_{c2}} \frac{\partial y''}{\partial Z_{c2}} \dots \frac{\partial y''}{\partial Z_n} & \dots \\ 0 & 0 \dots \end{pmatrix}$$

$$X' = \begin{pmatrix} X_A - X_{c1} \\ Y_A - Y_{c1} \\ Z_A - Z_{c1} \end{pmatrix}$$

$$X'' = \begin{pmatrix} X_A - X_{c2} \\ Y_A - Y_{c2} \\ Z_A - Z_{c2} \end{pmatrix}$$

که در آن Z_{c2}, \dots, X_A به ترتیب مولفه‌های کارتریزی مختصات نقاط کنترل و مراکز تصویر دوربینها در سیستم مختصات تعیین شده برای فضای شیء‌اند.

متداولترین روش حل معادلات (۱) روش خطی کردن با استفاده از بسط سری تایلور است. در حالت کلی، این معادلات می‌توانند نسبت به کلیه پارامترهای موجود در آن بسط داده شوند. چنین معادلاتی قابلیت انعطاف کاملی برای حل کلیه مسائل مربوط به ترفیع و

$$\begin{pmatrix} d\omega' \\ d\phi' \\ d\kappa' \\ dX_{c1} \\ dY_{c1} \\ dZ_{c1} \\ \frac{\partial x'}{\partial Z_n} \\ d\omega'' \\ d\phi'' \\ d\kappa'' \\ dX_{c2} \\ dY_{c2} \\ dZ_{c2} \\ \vdots \\ dX_n \\ dY_n \\ dZ_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_1 \\ G_1 \\ \vdots \\ F_n \\ G_n \end{pmatrix}$$

(۲)

باشد تا بدینوسیله امکان مقایسه زخم در بازه‌های زمانی متفاوت نسبت به یک سیستم مرجع امکان پذیر باشد. اندازه‌گیری این نقاط زمانبر بوده و به دلیل اینکه میباید در اطراف موضع زخم ایجاد شود دشوار و یا ناممکن است. مشکل اندازه‌گیری این نقاط موقعی مشهودتر خواهد شد که عدم توان بیمار در بیحرکت ماندن در زمان اندازه‌گیری در نظر گرفته شود. بنابراین انتخاب روشی که نیاز به اندازه‌گیری نقاط کنترل به صورتی که در بالا به آن اشاره شد را نداشته باشد، بسیار مهم است. چنین امری با اتخاذ روش زیر عملی است:

اگر مختصات مراکز دوربینها نسبت به یک سیستم مختصات اختیاری از قبل تعیین شده باشد، خواهیم داشت:

$$\begin{pmatrix} dX_{c1} \\ dY_{c1} \\ \vdots \\ dZ_{c2} \end{pmatrix} = 0$$

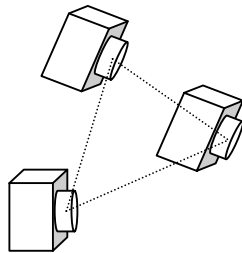
در رابطه بالا $\omega', \phi', \kappa', \dots, \omega''$ به ترتیب المانهای دوران اولری دوربینهای راست و چپ، مختصات نقاط کنترل و مراکز تصویر دوربینهای راست و چپ، G_n, \dots, F_1 اولین جملات بسط سری تایلور و $v_{y''n}, \dots, v_{x'1}$ باقیمانده‌های معادلات (۲) در فضای تصویر هستند. ابعاد ماتریسها در معادلات (۲) برابر است با:

$$V_{[4(n+m),1]} = A_{[4(n+m),12+3n]} X_{(12+3n,1)} - F_{[4(n+m),1]}$$

در رابطه بالا: V, A, X, F به ترتیب اولین جملات بسط سری تایلور، بردار مجهولات، ماتریس مشتقات جزئی و بردار باقیمانده‌ها هستند.

یکی از مشکلات حل این معادلات این است که مختصات نقاط کنترل در فضای شیء میبایست معلوم

سومی برقرار شده و بنابراین کمبود مرتبه دستگاه معادلات خطی (۴) جبران شود. در صورتی که راه حل اخیر انتخاب گردد، بهترین موقعیت قرار گرفتن دوربینها در این حالت در شکل (۴) نشان داده شده است. در این حالت، مراکز تصویر دوربینها نسبت به یکدیگر مثلث سه پهلو برابری را تشکیل میدهند. برای جزئیات پیکر بندی و بیان ریاضی به: [۴، ۶، ۱۰] رجوع شود.



شکل ۴: تصویربرداری سه کانونه^۹.

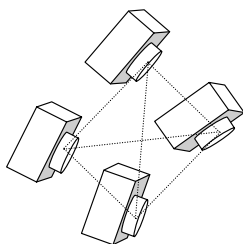
این ترکیب بندی دارای مزایایی است که در پی می آید:

اولین مزیت، امکان حل یکجای تفریع/تقاطع فضایی بدون نقاط کنترل است. همانطور که قبلا اشاره شد، در صورتی که مختصات مراکز تصویر از قبل معلوم باشد، ديفرانسیلهای مختصات مراکز تصویر از سیستم معادلات خطی (۲) حذف خواهد شد و با وجود دوربین سوم، رفع ابهام دوران φ نیز صورت خواهد گرفت. در این صورت، تعداد معادلات و مجهولات در دستگاه معادلات خطی (۴) با استفاده از پنج نقطه گرهی و با ارجاع به رابطه^۳ چنین خواهد بود:

$$V_{[30,1]} = A_{[30,24]} X_{[24,1]} - F_{[30,1]}$$

بدیهی است، وجود حداقل پنج نقطه گرهی، سبب حذف دقیقتر پارالاکس عرضی خواهد شد.

در این تحقیق، ترکیب چهار دوربین در طراحی در نظر گرفته شده است. این ترکیب تصویر چهارمی را نیز به مشاهدات اضافه میکند به نحوی که خط وصل کننده مراکز تصویر دوربینها تقریباً زاویه ای برابر با ۹۰ درجه را تشکیل میدهند (شکل ۵).



شکل ۵: تصویربرداری چهار کانونه^{۱۰}.

بنابراین پارامترهای بالا از بردار مجهولات معادلات (۲) حذف خواهند شد. تعداد معادلات (NE) و تعداد مجهولات (NU) در این حالت، از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$\begin{cases} NE = p * 2 * n \\ NU = 3 * p + 3 * n \end{cases} \quad (۳)$$

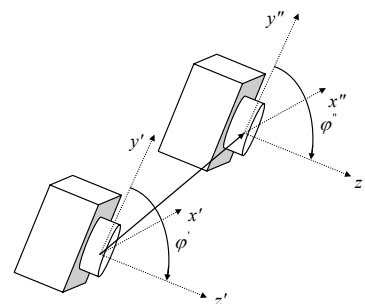
در این رابطه: p و n به ترتیب تعداد تصاویر و تعداد نقاط گرهی هستند. در نتیجه، اگر مختصات نقاط کنترل در فضای زخم در اختیار نباشد، حل دستگاه معادلات خطی (۲) کماکان با معلوم بودن حداقل ۶ نقطه گرهی امکان پذیر است. با معلوم بودن مختصات عکسی ۶ نقطه گرهی در یک زوج عکس، ۲۴ معادله در ۲۴ مجهول ایجاد خواهد شد. صورت کلی این معادلات بصورت زیر است:

$$\begin{pmatrix} v_{x1} \\ v_{y1} \\ \vdots \\ v_{x6} \\ v_{y6} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial x_1}{\partial \omega} \frac{\partial x_1}{\partial \varphi} \frac{\partial x_1}{\partial \kappa} & 0 & 0 & \dots & \frac{\partial x_1}{\partial X_6} \frac{\partial x_1}{\partial Y_6} \frac{\partial x_1}{\partial Z_6} \\ \frac{\partial y_1}{\partial \omega} \frac{\partial y_1}{\partial \varphi} \frac{\partial y_1}{\partial \kappa} & 0 & 0 & \dots & \frac{\partial y_1}{\partial X_6} \frac{\partial y_1}{\partial Y_6} \frac{\partial y_1}{\partial Z_6} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \dots & \frac{\partial y_6}{\partial \kappa} \frac{\partial y_6}{\partial X_6} \frac{\partial y_6}{\partial Y_6} \frac{\partial y_6}{\partial Z_6} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d\omega \\ d\varphi \\ d\kappa \\ dX_6 \\ dY_6 \\ dZ_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_1 \\ G_1 \\ \vdots \\ F_6 \\ G_6 \end{pmatrix} \quad (۴)$$

ابعاد ماتریسهای دستگاه معادله بالا چنین است:

$$V_{[24,1]} = A_{[24,24]} X_{[24,1]} - F_{[24,1]}$$

ولی این معادلات به دلیل عدم وجود قیدی برای حل دوران حول محور Z_6 کمبود مرتبه خواهند داشت (شکل ۳).



شکل ۳: ابهام حل دوران φ در دو دوربین.

به بیانی دیگر، در این معادلات، نقیصه سطح مبنا^۸، به خاطر ابهام دوران φ وجود داشته و به همین دلیل معادلات قابل حل نخواهند بود. برای حل این معضل، میبایست دوران φ مقید گردد. این قید میتواند یا با وارد کردن داده ای کمکی به معادلات و یا به وسیله دوربین

ترفیع فضایی کامل استفاده کرد:

$$\begin{vmatrix} BX & BY & BZ \\ x' & y' & z' \\ x''' & y''' & z''' \end{vmatrix} = 0 \quad (۶)$$

در رابطه بالا: BZ, BY, BX به ترتیب مولفه‌های کارترینی بردار باز و x', y', z' مختصات عکسی دوران یافته در سیستم مراکز تصویر دوربینها هستند که دورانهای آن با روابط زیر بیان میشود:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R_1 \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix},$$

$$\begin{pmatrix} x''' \\ y''' \\ z''' \end{pmatrix} = R_2 \begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix}$$

که در آن x'', y'', z'' مختصات نقاط در سیستم مختصات مراکز عدسی دوربینها و R_1, R_2 به ترتیب ماتریسهای دوران دوربینهای راست و چپاند که تابع سه المان مستقل دورانی هستند. معادله (۶) میتواند برای هر زوج نقطه که مختصات آنها در سیستم مختصات مراکز تصویر معلوم است نوشته شود. در صورتی که مختصات مراکز تصویر نسبت به یک سیستم اختیاری از قبل معلوم باشد، سطر اول دترمینان بالا معلوم خواهد بود و بنابراین فقط ۹ مجهول دورانی در معادلات باقی خواهد ماند. برای ترکیب بندی سه کانونه، برای هر گروه نقاط سه گان (نقاط متناظری که در سه تصویر ظاهر شده‌اند)، سه معادله میتواند نوشته شود. زیرا اگر نقاط متناظر a', a'', a''' در هر سه عکس ظاهر شده باشند، در اینصورت برای هر یک از زوج نقاط $(a', a''), (a', a'''), (a'', a''')$ یک معادله میتواند نوشته شود. چنانچه حداقل سه گروه نقاط سه گان اندازه گیری شده باشد، حل سیستم ۹ معادله در ۹ مجهول، المانهای دورانی هر سه دوربین را بدست خواهد داد. برای ترکیب چهار کانونه و با استفاده از پنج نقطه گرهی چهارگان، تعداد معادلات و مجهولات چنین است:

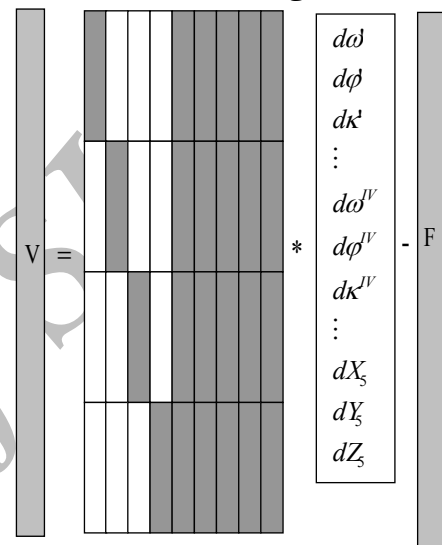
$$V_{[20,1]} = A_{[20,12]} X_{[12,1]} - F_{[20,1]} \quad (۷)$$

بدیهی است که با توجه به معلوم فرض کردن مختصات مراکز تصویر، حداقل تعداد نقاط لازم برای حل مسئله، سه نقطه چهارگان است که ایجاد ۱۸ معادله در ۱۲ مجهول خواهد کرد. مجدداً انتخاب حداقل پنج نقطه به

با این ترکیب بندی، به علت افزایش مشاهدات، دقت حل ترفیع فضایی افزایش می یابد و علاوه بر آن رفع ابهام در تناظریابی، به نحوی که در بخشهای بعدی توضیح داده می شود، نیز بهبود خواهد یافت. تعداد معادلات و مجهولات، مجدداً، با استفاده از پنج نقطه گرهی چنین است:

$$V_{[40,1]} = A_{[40,27]} X_{[27,1]} - F_{[40,1]} \quad (۵)$$

ساختار رابطه ماتریسی بالا در زیر ارائه شده است.



شکل ۶: ساختار ماتریسی معادلات شرط هم خطی برای تصویربرداری چهار کانونه در حالتی که مختصات مراکز عدسی معلوم در نظر گرفته شده‌اند.

مناطق تیره در ماتریس A (شکل ۶)، نشان دهنده مشتمتات جزئی هستند. تعداد تقسیمات کلی ماتریس A در امتداد ستون و ردیف، برابر با ۹ و ۴ است که به ترتیب به مجهولات، (۹ گروه سه تایی)، و تعداد تصاویر مربوط میشود. لازم به یادآوری است که حضور مختصات نقاط گرهی، در فضای شیء در بردار مجهولات در معادلات بالا به علت ماهیت معادلات شرط هم خطی اجتناب ناپذیر است و به عنوان تولید جانبی معادلات میتواند در نظر گرفته شود. بدیهی است، برای محاسبه مختصات شیء برای سایر نقاطی که از طریق تناظریابی نقاط واقع بر روی زخم بستر بدست می آیند، حل تقاطع فضایی با استفاده از المانهای توجیه خارجی باید صورت گیرد. به عنوان روشی جایگزین، حل دو مرحله ای ترفیع و تقاطع فضایی نیز امکان پذیر خواهد بود. در این حالت میتوان مستقیماً از معادلات شرط هم صفحه ای برای حل

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، ترکیب بندی چهار کانونه علاوه بر اینکه از موقعیت بهینه دور نیست و در نتیجه مزایای تصویربرداری سه کانونه را در ارتباط با یافتن نقاط متناظر بهمراه دارد [۴، ۵، ۶، ۱۰]، افزونگی در مشاهدات نیز ایجاد کرده و بنابراین میتواند در افزایش دقت محاسبات المانهای توجیه خارجی دوربینها نیز موثر باشد. به علاوه همانطور که بعداً بحث خواهد شد، چنین ترکیبی رفع ابهام در تناظریابی خودکار را نیز بهبود خواهد داد.

اندازه گیری مختصات مراکز تصویر

همانطور که قبلاً نیز اشاره شد، به علت عملی نبودن انتخاب نقاط کنترل در اطراف زخم بستر، مختصات مراکز تصویر میبایست از قبل نسبت به یک سیستم مختصات اختیاری محاسبه گردد. اینکار با استفاده از حل مسئله ترفیع فضایی امکان پذیر خواهد بود. برای این منظور میتوان با استفاده از معادلات خطی شده (۲) المانهای ترفیع فضایی دوربینها را محاسبه نمود. این عمل با دو استراتژی متفاوت امکان پذیر است:

استراتژی ۱: در این روش باید از تعداد کافی نقطه کنترل با مختصات معلوم در فضای شیء استفاده شود. بنابراین لازم است تارگتهایی در فضای سه بعدی ایجاد گردد. مختصات این تارگتها باید با روشی اندازه گیری شود. برای اینکار میتوان از روشهای متداول در میکرو ژئودزی استفاده کرد. به عنوان روشی جایگزین، امکان استفاده از دستگاه اندازه گیری مختصات (CMM) ^{۱۱} نیز وجود دارد. روش اخیر زمانبر است ولی دقت بالایی را برای نقاط کنترل بدست خواهد داد. با معلوم بودن مختصات نقاط کنترل در فضای شیء، دیفرانسیلهای آنها از دستگاه معادلات خطی (۲) حذف میشوند و بنابراین برای n نقطه کنترل در صورتی که این نقاط در هر چهار تصویر ظاهر شوند، بدون حضور نقاط گرهی، معادلاتی به صورت زیر خواهیم داشت:

$$\begin{pmatrix} v_{x1} \\ v_{y1} \\ \vdots \\ v_{xIVn} \\ v_{yIVn} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{\partial x_1'}{\partial \omega} & \frac{\partial x_1'}{\partial \phi} & \frac{\partial x_1'}{\partial z_c} & 0 \dots \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 \dots & \dots & \frac{\partial y_n^{IV}}{\partial \omega} & \frac{\partial y_n^{IV}}{\partial \phi} \dots \frac{\partial y_n^{IV}}{\partial z_c^{IV}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d\omega' \\ d\phi' \\ dk' \\ \vdots \\ dX_c^{IV} \\ dY_c^{IV} \\ dz_c^{IV} \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} F_1 \\ G_1 \\ \vdots \\ F_n \\ G_n \end{pmatrix} \quad (8)$$

همانطور که از دستگاه معادله خطی (۸) مشهود است، علاوه بر مختصات مراکز تصویر، دورانها نیز بعنوان مجهول

منظور کاهش بیشتر پارالاکس γ صورت میگیرد. ساختار ماتریسی معادلات شرطهم صفحه‌ای، برای پنج نقطه چهارگان در شکل (۷) نشان داده شده است.

$$V = \begin{pmatrix} \text{[Grid]} \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} d\omega \\ d\phi \\ dk' \\ d\omega' \\ d\phi' \\ dk'' \\ d\omega''' \\ d\phi''' \\ dk''' \\ d\omega^{IV} \\ d\phi^{IV} \\ dk^{IV} \end{pmatrix} - F$$

شکل ۷: ساختار ماتریسی معادلات شرطهم صفحه‌ای برای تصویربرداری چهار کانونه در حالتی که مختصات مراکز عدسی معلوم در نظر گرفته شده‌اند.

مناطق تیره در ماتریس A (شکل ۷)، نشان دهنده مشتقات جزئی هستند. تعداد تقسیمات کلی ماتریس A در امتداد ستون و ردیف، به ترتیب برابر با ۴ و ۴ است که مربوط به مجهولات (۴ گروه سه تایی) و تعداد تصاویر میشود. همانطور که از سیستم معادلات خطی (۷) مشهود است، مختصات نقاط در فضای شیء در این معادلات ظاهر نمیشوند و باید در مرحله جداگانه‌ای با استفاده از معادلات تقاطع فضایی محاسبه گردند. از نظر دقت نهایی، تفاوتی بین معادلات شرطهم خطی و هم صفحه‌ای وجود ندارد زیرا همانطور که معادلات ارائه شده نشان میدهند در هر دو روش، معیار مشابهی برای کاهش خطای پارالاکس γ در نظر گرفته شده است. در این تحقیق از روش معادلات شرطهم خطی به دلیلی که در بخش بعدی بحث شده است استفاده شد. در صورتی که مختصات مراکز عدسی با دقت مطلوبی در اختیار نباشد، میتوان آنها را به عنوان مجهول در بردار مجهولات در نظر گرفت و درعین حال معادلات اضافه‌ای را برای مراکز تصویر با وزن مناسب، به صورت شبه مشاهدات به سیستم معادلات خطی اضافه نمود.

و مماسی دوربین، x_0, y_0 مختصات نقطه اصلی دوربین، k_1, \dots, p_2 به ترتیب، ضرائب اعوجاجات شعاعی و مماسی و r فاصله شعاعی نقاط تا نقطه اصلی است. لازم به ذکر است که در مرحله تقاطع فضایی، ضرائب محاسبه شده اعوجاجات عدسی، باید به دستگاه معادلات (۵) اضافه شود.

استراتژی ۲: در این روش نیازی به اندازه‌گیری مختصات تارگتها در فضای شی نیست و صرف تصویربرداری از تارگتها کفایت میکند زیرا ایجاد یک مدل سه‌بعدی متعامد نسبت به یک سیستم مختصات اختیاری، با استفاده از معادلات ترفیع/تقاطع فضایی مشروط بر حذف خطاهای سیستماتیک، امکان پذیر خواهد بود. برای این منظور کافی است از دستگاه معادلات (۲) که با پارامترهای خودکالیبراسیون، ترکیب شده‌اند استفاده شود. با توجه به این که در این روش، پارامترها نسبت به یک سیستم مختصات اختیاری بدست آمده‌اند، فاقد مقیاس هستند، مقیاس گذاری با قرار دادن شاخصی به عنوان طول معلوم در صفحه تارگتها قبل از تصویربرداری ضروری است.

تناظریابی اتوماتیک

دومین مزیت در استفاده از تصویربرداری سه‌کانونه و یا چهارکانونه، امکان استفاده از هندسه اپیپولار برای پیدا کردن نقاط متناظر عکسی است. همانطور که قبلاً نیز توضیح داده شد، قبل از حل مسئله تقاطع فضایی برای محاسبه مدل سه‌بعدی زخم، باید نقاط متناظر در تصاویر یافت شوند. روش تناظریابی در این تحقیق بر اساس عارضه‌های نقطه‌ای استوار گردیده است. این امر با توجه به پر عارضه بودن سطح زخم اجتناب ناپذیر است. نحوه استخراج عارضه‌ها و نیز پردازشهای لازم برای یکسانسازی درجات خاکستری در تصاویر متفاوت قبلاً در [۴] بحث شده است. هدف از این مقاله بیان روابط هندسی حاکم بر تناظریابی است. قبل از بیان روابط تحلیلی، ابتدا اصول تناظریابی بر اساس هندسه اپیپولار چهارکانونه توضیح داده میشود. فرض کنید هدف این است که برای نقطه a در تصویر I (شکل ۸) نقطه متناظر در تصویر II تعیین گردد. برای این منظور میتوان از قیود اپیپولار حاکم بین کلیه دوربینها استفاده کرد. همانطور که در شکل (۸) مشهود است، از نقطه a و مراکز عدسی دوربینهای I و II یک صفحه اپیپولار عبور میکند. فصل مشترک این صفحه با

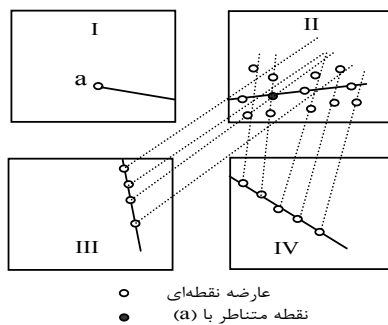
محاسبه میشوند. از آنجایی که صرفاً در اختیار داشتن مختصات مراکز تصویر، برای حل مسئله کافی است، مقادیر دورانها میتوانند در دوربینها در لحظه تصویربرداری از زخم تغییر داده شوند. بدیهی است مختصات مراکز عدسیها میبایست بدون هیچگونه تغییری باقی بمانند. ولی باید کاملاً توجه داشت که در صورتی مجاز به تغییر المانهای دورانی دوربینها پس از حل مسئله کالیبراسیون هستیم که دوران دوربینها صرفاً حول محورهای دوران مار بر مراکز عدسیها صورت گیرد. ولی همانطور که در بخش‌های بعدی این مقاله توضیح داده خواهد شد، ساخت محورهای دورانی که دارای این خاصیت باشند بسیار دشوار است. این بدین معناست که پس از محاسبه المانهای توجیه خارجی دوربین با استفاده از معادله (۸)، هیچگونه دورانی به صورت منفرد به دوربینها نباید اعمال شود. بدیهی است تغییر مجموعه چهار دوربین به صورت یکپارچه، به دلیل ثابت باقیماندن وضعیت نسی دوربینها نسبت به یکدیگر، مشکلی در حل مسئله ایجاد نخواهد کرد. بنابراین در چنین شرائطی المانهای دورانی، دیگر به عنوان مجهول در نظر گرفته نخواهند شد و از دستگاه معادلات (۲) یا (۵) حذف خواهند شد و در نتیجه این معادلات به معادلات تقاطع فضایی تبدیل میشوند. در ضمن باید توجه داشت که طبیعت معادلات (۷) امکان حضور مختصات نقاط در فضای شی را نمی‌دهد و بنابراین حل تقاطع فضایی به کمک معادلات (۷) میسر نخواهد بود.

نکته دیگری که حائز اهمیت است در نظر گرفتن اعوجاج عدسی دوربینها است. هرگونه عدم توجه به این خطا، میدان عدم اطمینان برای جستجوی نقاط متناظر را گسترش داده و در نتیجه امکان تناظریابی اشتباه تقویت خواهد شد. برای رفع این مشکل، مدل خودکالیبراسیون^{۱۲}، برای یافتن پارامترهای اعوجاج شعاعی و مماسی دوربین به معادلات (۸) اضافه شد. این معادلات، طبق مدل پیشنهادی Brown عبارتند از:

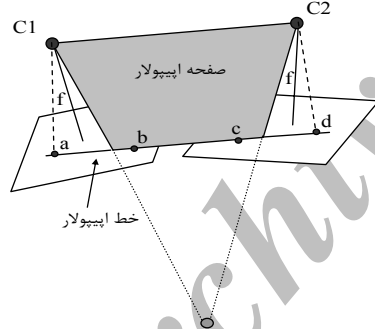
$$\begin{cases} \Delta r_x = (x - x_0)(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) \\ \Delta r_y = (y - y_0)(k_1 r^2 + k_2 r^4 + k_3 r^6) \\ \Delta p_x = p_1(y^2 + 3x^2) + 2p_2xy \\ \Delta p_y = p_2(x^2 + 3y^2) + 2p_1xy \end{cases} \quad (9)$$

که در آن $\Delta p_{y, \dots, p_2}, \Delta r_x$ به ترتیب اعوجاجات شعاعی

این میدان عدم قطعیت دخالت دارد. بنابراین، هر چقدر مدلسازی خطاهای سیستماتیک دقیقتر باشد و محاسبه المانهای توجیه خارجی با دقت بیشتری صورت گیرد، میدان عدم قطعیت کوچکتر خواهد شد. چون در عمل همیشه میدان عدم قطعیت وجود خواهد داشت، جواب یکه از طریق قید دیگر که میتواند یک قید رادیومتریکی باشد باید اعمال گردد. در تحقیق حاضر، این قید از طریق کاربرد فیلتر همومرفیک میسر گردید (برای جزئیات بیشتر به [۴، ۶، ۱۰] رجوع شود).



شکل ۹: عوارض نقطه‌ای و خطوط ایپولار.

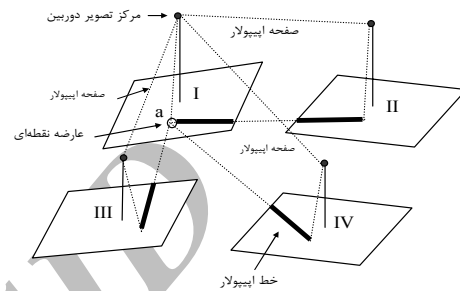


شکل ۱۰: صفحه ایپولار مار بر نقاط C1, C2, a.

روابط تحلیلی خطوط ایپولار متناظر در تصویربرداری چهار کانونه

یافتن خطوط ایپولار متناظر میتواند با معادلات تحلیلی ارائه شده در زیر که فقط برای تصاویر I و II ارائه گردیده است بیان شود. این روابط میتواند برای بقیه تصاویر تعمیم داده شود. فرض کنید هدف پیدا کردن خط ایپولار مار بر نقطه 'a' در تصویر چپ و خط ایپولار متناظر در تصویر راست است (شکل ۱۰). برای حل مسئله، باید صفحه ایپولار مار بر نقاط C1, C2, a را بدست آورد. تلاقی این صفحه با تصاویر راست و چپ، خطوط ایپولار متناظر را ایجاد خواهد کرد. برای حل این مسئله، فرض

تصاویر I و II به ترتیب خطوط ایپولار متناظر چپ و راست را تشکیل میدهد. بدیهی است متناظر نقطه 'a' باید بر روی خط ایپولار راست واقع شده باشد. همین امر در مورد نقطه 'a' و مراکز عدسی دوربینهای III و IV نیز صادق است. صفحات ایپولار، خطوط ایپولار متناظر را در تصاویر III و IV نیز ایجاد خواهند کرد. این خطوط در شکل (۸) مشخص شده‌اند.



شکل ۸: خطوط ایپولار متناظر.

بنابراین متناظرهای نقطه 'a' می‌بایست، در حالت ایده‌آل، بر روی هر یک از خطوط ایپولار متناظر واقع شده باشند. در صورتی که عوارض نقطه‌ای از قبل، در کلیه تصاویر، استخراج شده باشند، میتوان چنین نتیجه گرفت که نقطه 'a' بر روی خطوط ایپولار متناظر در تصاویر II, III, IV دارای تعدادی نامزد متناظر خواهد بود (شکل ۹).

ولی از طرف دیگر برای هر یک از عارضه‌های نقطه‌ای واقع بر روی خطوط ایپولار در تصاویر III و II صفحات ایپولار دیگر و در نتیجه خطوط ایپولار دیگری وجود خواهند داشت. این خطوط به صورت نقطه چین در شکل (۹) نشان داده شده‌اند. همین امر برای عارضه‌های نقطه‌ای واقع بر خطوط ایپولار در تصاویر IV و II نیز صادق است. بنابراین، در حالت ایده‌آل، متناظر نقطه 'a' در تصویر II باید عارضه‌ای نقطه‌ای باشد که در محل تلاقی سه خط ایپولار واقع شده است. در شکل (۹) تنها نقطه-ای که این شرط را داراست نقطه‌ای است که با رنگ سیاه نشان داده شده است. بدیهی است در عمل چنین حالت ایده‌آلی به وقوع نخواهد پیوست، زیرا خطاهای سیستماتیک که مهمترین آنها اعوجاج عدسی است دخالت کرده و در نتیجه جواب یکه، جای خود را به میدان عدم قطعیت خواهد داد. به علاوه، وجود خطا در المانهای توجیه خارجی، که اجتناب ناپذیر است، نیز در

$$\begin{cases} \alpha_b = -r'_{11}(x_b) + r'_{31}(f) \\ \beta_b = -r'_{12}(x_b) + r'_{32}(f) \\ \gamma_b = -r'_{13}(x_b) + r'_{33}(f) \\ \alpha_c = -r''_{11}(x_c) + r''_{31}(f) \\ \beta_c = -r''_{12}(x_c) + r''_{32}(f) \\ \gamma_c = -r''_{13}(x_c) + r''_{33}(f) \\ \alpha_d = -r'''_{11}(x_d) + r'''_{31}(f) \\ \beta_d = -r'''_{12}(x_d) + r'''_{32}(f) \\ \gamma_d = -r'''_{13}(x_d) + r'''_{33}(f) \end{cases}$$

در روابط بالا $r'_{11}, \dots, r'''_{33}$ به ترتیب کسینوسهای هادی ماتریسهای دوران R_1, R_2 هستند [۷].

با توجه به اینکه بقایای خطاهای سیستماتیک، جستجو برای یافتن عارضه‌های نقطه‌ای را اجتناب ناپذیر میسازد، پارامترهای خودکالیبراسیون، که در مراحل قبلی محاسبه گردیده‌اند باید به مختصات تصویری نقاط در معادلات (۱۰) اعمال گردند تا دامنه جستجو محدودتر گردد. تستهای متعددی که در این پروژه صورت گرفت، اهمیت مدل‌سازی خطاهای سیستماتیک در کاهش دامنه جستجو را کاملاً آشکار ساخت [۱۰].

تشکیل مدل سه‌بعدی زخم بستر

پس از یافتن نقاط متناظر در تصاویر I و II، معادلات شرط هم‌خطی (۲) برای محاسبه مختصات سه‌بعدی نقاط در فضای شیء می‌توانند با راه‌حلی تکراری استفاده شوند. بدیهی است در این معادلات، المانهای توجیه خارجی از بردار مجهولات حذف خواهند شد. به عنوان روشی جایگزین، میتوان از راه‌حلی غیر تکراری با استفاده از معکوس معادلات (۱) نیز استفاده کرد. برای این منظور، چهار معادله برای هر زوج نقطه می‌تواند به صورت زیر نوشته شود:

$$\begin{cases} X - X_{c1} = (Z - Z_{c1}) \frac{r'_{11}(x') + r'_{12}(y') + r'_{13}(-f)}{r'_{31}(x') + r'_{32}(y') + r'_{33}(-f)} \\ Y - Y_{c1} = (Z - Z_{c1}) \frac{r'_{21}(x') + r'_{22}(y') + r'_{23}(-f)}{r'_{31}(x') + r'_{32}(y') + r'_{33}(-f)} \\ X - X_{c2} = (Z - Z_{c2}) \frac{r''_{11}(x'') + r''_{12}(y'') + r''_{13}(-f)}{r''_{31}(x'') + r''_{32}(y'') + r''_{33}(-f)} \\ Y - Y_{c2} = (Z - Z_{c2}) \frac{r''_{21}(x'') + r''_{22}(y'') + r''_{23}(-f)}{r''_{31}(x'') + r''_{32}(y'') + r''_{33}(-f)} \end{cases}$$

در معادله بالا: x', y', x'', y'' بیان کننده مختصات نقاط متناظر در سیستم مختصات مراکز تصویر پس از تصحیحات مربوط به پارامترهای خودکالیبراسیون و

کنید نقطه b ، (شکل ۱۰)، نقطه‌ای بر روی خط اپیپولار چپ باشد. صفحه اپیپولاری که از نقاط: $C1, C2, a, b$ میگذرد با دترمینان زیر بیان میشود:

$$\begin{vmatrix} BX & BY & BZ \\ x'_a & y'_a & z'_a \\ x'_b & y'_b & z'_b \end{vmatrix} = 0$$

در این رابطه x'_a, \dots, z'_b مختصات نقاط a و b در سیستم مختصات مرکز تصویر چپ پس از اعمال دوران R_1 و BX, BY, BZ مولفه‌های باز $C1, C2$ هستند. ولی از طرف دیگر همین صفحه باید از نقاط c و d نیز عبور کند (شکل ۱۰). بنابراین بین نقاط a, c از یک طرف و a, d از طرف دیگر دترمینانهای زیر میتواند نوشته شود:

$$\begin{vmatrix} BX & BY & BZ \\ x'_a & y'_a & z'_a \\ x''_c & y''_c & z''_c \end{vmatrix} = 0, \quad \begin{vmatrix} BX & BY & BZ \\ x'_a & y'_a & z'_a \\ x''_d & y''_d & z''_d \end{vmatrix} = 0$$

که در آنها x''_c, \dots, z''_d مختصات نقاط c و d در سیستم مختصات مرکز تصویر راست پس از اعمال دوران R_2 است. با فرض اینکه المانهای توجیه خارجی قبلاً حل شده‌اند، سطر اول دترمینان معلوم است. مختصات نقطه a نیز معلوم در نظر گرفته میشود زیرا نقطه‌ای اختیاری است. مولفه x نقاط d, c, b نیز میتواند اختیاری در نظر گرفته شود و مولفه Z کلیه نقاط واقع بر روی تصویر، همان فاصله کانونی دوران یافته دوربین است. بنابراین مجهولات باقیمانده در سه دترمینان اشاره شده در بالا مولفه‌های y_b, y_c, y_d خواهند بود که با بسط دترمینانها و جایگزینی ماتریسهای دوران، با روابط زیر قابل محاسبه هستند:

$$\begin{cases} y_b = \frac{S(\alpha_b) + T(\beta_b) + Q(\gamma_b)}{S(r'_{21}) + T(r'_{22}) + Q(r'_{23})} \\ y_c = \frac{S(\alpha_c) + T(\beta_c) + Q(\gamma_c)}{S(r''_{21}) + T(r''_{22}) + Q(r''_{23})} \\ y_d = \frac{S(\alpha_d) + T(\beta_d) + Q(\gamma_d)}{S(r'''_{21}) + T(r'''_{22}) + Q(r'''_{23})} \end{cases}$$

که در آن:

$$\begin{cases} Q = BX(y'_a) - BY(x'_a) \\ S = BY(z'_a) - BZ(y'_a) \\ T = BZ(x'_a) - BX(z'_a) \end{cases}$$

تقاطع فضایی ضروری نیست، زیرا افزایش دقتی که در این محاسبات با مشاهدات اضافی از طریق کمترین مربعات حاصل میشود به علت تقریبی که مدلسازی سه-بعدی زخم دارد کاملاً قابل اغماض است.

طراحی و ساخت قطعات medphos

برای پیاده‌سازی ایده ارائه شده در قسمت‌های قبلی این مقاله، مبنایست قطعاتی طراحی گردند تا امکان حرکت‌های دورانی و انتقالی دوربین را فراهم نمایند. به علاوه دوربینها با توجه به نکات مطرح در طراحی شبکه [۸] باید به نحوی نسبت به یکدیگر قرار گیرند تا خطوط واصل بین مراکز تصویر آنها چهارضلعی نزدیک به قائمه‌الزاویه‌ای را تشکیل دهند (شکل ۵). برای پیاده‌سازی چنین سیستمی اجزاء سخت‌افزاری زیر مورد نیاز است:

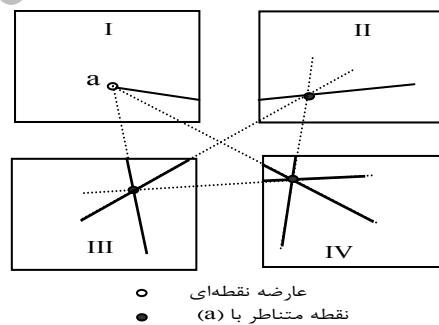
- چهار دوربین رقومی،
 - پایه دوربین برای دورانه‌های یونیورسال (دورانه‌های اولری)،
 - ریل‌های حرکت‌های انتقالی دوربینها،
 - میله حامل پایه دوربین،
 - الگو افکن برای ایجاد بافت بر روی زخم،
 - چهار چوب برای استقرار الگو افکن،
 - سه پایه نگهدارنده کل مجموعه،
 - میدان آزمون برای کالیبره کردن دوربینها.
- پاره‌ای از این اجزاء در زیر با جزئیات بیشتری توضیح داده خواهند شد.

دوربینهای رقومی

مشخصات این دوربینها (شکل ۱۲) در جدول (۲) ارائه شده است. این دوربینها به نحوی انتخاب شده‌اند که قابلیت تصویربرداری همزمان^{۱۴} را داشته باشند. این امر برای تصویربرداری از زخم مهم است زیرا هرگونه حرکت بیمار در زمان تصویربرداری ارتباط ایستایی نقاط متناظر را در لحظه تصویربرداری دگرگون کرده و در نتیجه شرط هم‌صفحه‌ای برای شعاع‌های متناظر، مغشوش میشود. با توجه به اینکه حرکات سریع برای بیمار امکان پذیر نیست، دقت بالای تصویربرداری همزمان در این دوربینها ضرورت نداشت. برای اینکار از سیستم کنترل از راه دور دوربینها که هر چهار دوربین را با تقریبی قابل قبول ماشه چکانی^{۱۵} میکند استفاده شد.

X, Y, Z مختصات زوج نقاط متناظر در فضای شی هستند. با توجه به پارامترهای محاسبه شده در مراحل قبلی، تنها مجهولات در معادلات بالا مختصات X, Y, Z هستند که از طریق حل چهار معادله در سه مجهول محاسبه می‌شوند.

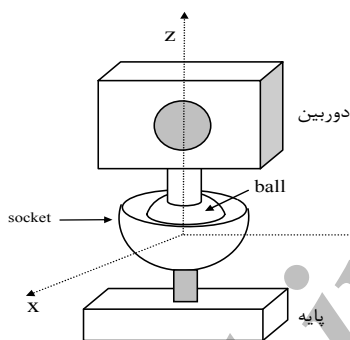
با در نظر گرفتن این نکته که وجود بقایای خط‌های سیستماتیک امکان تناظریابی اشتباه را افزایش میدهد، افزایش درجه اطمینان^{۱۳} در تناظریابی ضروری است. برای این منظور، یک راه حل، تعمیم معادلات (۱۰) به تصاویر III و IV است. بدین طریق میتوان نقاط متناظر را در تصاویر III و IV نیز ردیابی نمود و از این طریق تناظریابی اشتباه را پیدا کرد. برای این کار، پس از یافتن نقاط متناظر در تصاویر I و II، متناظر همین نقاط در تصویر III میتوانند از طریق تلاقی خطوط اپیپولار مرتبط با صفحات اپیپولار مار بر مراکز تصویر I, II, III و نقاط متناظری که قبلاً در تصاویر I و II بدست آمده‌اند، محاسبه شوند. تلاقی این خطوط اپیپولار، برای یک نقطه، در شکل (۱۱) در تصویر III نشان داده شده است.



شکل ۱۱: تعیین نقاط متناظر در تصاویر ۳ و ۴.

مشابه با همین محاسبات میتوانند برای تصویر IV نیز انجام شود. تلاقی خطوط اپیپولار مربوط به صفحات اپیپولار مار بر مراکز تصویر I, II, III, IV و نقاط متناظر در تصاویر I, II, III برای یک نقطه، در تصویر IV، (شکل ۱۱)، نمایش داده شده است. در صورتی که عارضه‌های نقطه‌ای در محل تلاقی خطوط اپیپولار و یا در نزدیکی آن وجود نداشته باشد، نقطه تناظریابی شده باید کنار گذاشته شود و چنانچه بیش از یک نامزد پیدا شود، ابهام زدایی ضرورت می‌یابد. نکته‌ای که در اینجا باید مورد تاکید قرار گیرد این است که شرکت نقاط تناظریابی شده در تصاویر III و IV در معادلات

به صورت یونیورسال امکان دوران در همه جهت‌ها را فراهم میکنند ولی اندازه‌گیری مقادیر دوران با دقت بالا در آنها امکان پذیر نیست. ساختار اساسی این محورها در شکل (۱۴) نشان داده شده است. با این محورها امکان معرفی مجدد مقادیر دوران در صورت تغییر المانهای دورانی دوربینها وجود ندارد. بنابراین در چنین شرائطی پس از حل پارامترهای توجیه خارجی، دوربینها باید وضعیت نسبی دورانی خود را حفظ نمایند. در غیر اینصورت یا باید حل المانهای دورانی قبل از انجام تصویربرداری از زخم تکرار شود و یا اینکه مقادیر المانهای دورانی به عنوان مجهول در نظر گرفته شده و با معادلات (۵) و یا معادلات (۷) حل شوند. البته این امر فقط در صورتی امکان پذیر است که دوران دوربینها تنها حول مراکز عدسی آنها صورت گیرد. در غیر اینصورت، فواصل مراکز عدسیها از یکدیگر تغییر خواهد کرد و باید محاسبه گردند.



شکل ۱۴: محوره‌های دوران یونیورسال.

در این پروژه از محوره‌های دورانی مشابه با شکل (۱۴) استفاده شد. محوره‌های دورانی ارائه شده در شکل (۱۴)، با تغییراتی در سه‌پایه متداول دوربینها بکار رفته است. شکل (۱۵) قسمت انتهایی یک سه‌پایه دوربین را نشان می‌دهد. گوی و گوی‌دان در این مورد به دو زاویه دورانی (دوران حول محور قائم و دوران حول محور عمود بر آن) تجزیه شده‌اند (شکل ۱۵). اهرم ثابت کننده دوران دوربین نیز در شکل (۱۵) نشان داده شده است. بنابر آنچه قبلاً اشاره شد، نمونه ساخته شده در این پروژه دارای محدودیت زیر است: پس از کالیبراسیون دوربین و محاسبه المانهای توجیه خارجی، هیچگونه تغییری به المانها نباید اعمال شود. اگر در لحظه تصویربرداری از زخم نیاز به اعمال هرگونه تیلت مجزا به دوربینها باشد، حتماً باید میدان آزمون کالیبراسیون در محل حاضر بوده تا مجدداً مقادیر



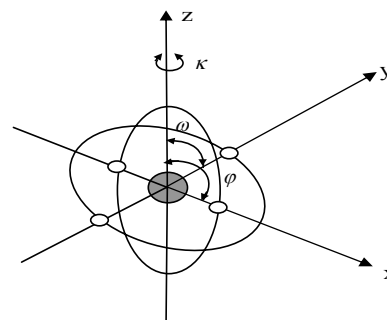
شکل ۱۲: دوربین دیجیتال کانون PowerShot G3.

جدول ۲: مشخصات دوربینهای رقومی Canon PowerShot G3.

تعداد پیکسلها در قاب (ماکزیمم)	۲۲۷۲*۱۷۰۴ در حالت ایستا
شاتر	مکانیکی و رقومی
سرعت شاتر	۱۵ - ۱/۲۰۰۰
دامنه بزرگنمایی	۳۵ تا ۱۴۰ میلیمتر
تنظیم وضوح	اتوماتیک و دستی
بزرگنمایی رقومی	تقریباً تا ۳/۶
محیط ثبت داده‌ها	CompactFlash card

پایه یونیورسال دوربین

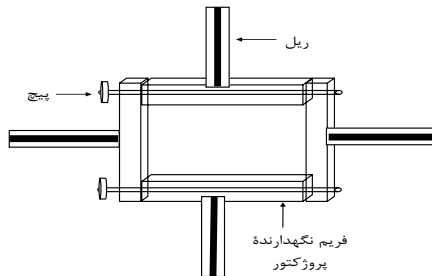
برای اینکه دوربینها بتوانند میدان دید خود را بر روی زخم متمرکز نمایند، باید بر روی پایه یونیورسال برای دورانه‌های اولری مستقر شوند. در صورتی که اندازه هر یک از دورانه‌های اولری مورد نیاز باشد، میبایست از قفل‌های کاردان^{۱۶} استفاده کرد (شکل ۱۳).



شکل ۱۳: محوره‌های کاردان یونیورسال.

با چنین سیستم دورانی، قرائت دورانه‌های اولری با مشخص کردن محوره‌های اولیه، ثانویه و ثالثه^{۱۷} امکان پذیر خواهد بود. بنابراین، پس از محاسبه المانهای دورانی دوربین در زمان کالیبراسیون، این مقادیر میتواند ثبت شود و در لحظه تصویربرداری از زخم چنانچه تغییری به المانهای دورانی اعمال شده باشد، میتواند به دوربینها مجدداً معرفی شود. در این صورت دورانه‌ها معلوم خواهند بود و نیاز به حل آنها نیست و در نتیجه این مرحله از روند محاسباتی حذف خواهد شد. راه حل دیگر استفاده از محوره‌های دورانی ساده‌تری است که از یک گوی^{۱۸} تشکیل شده که میتواند در داخل یک گوی‌دان^{۱۹} در تمام جهات دوران نماید. این محوره‌های دورانی در عین اینکه

جوش آلومینیوم انجام گرفت. برای اینکه مجموعه سیستم medphos به راحتی قابل حمل باشد، قطعات نگهدارنده از طریق پیچ به یکدیگر متصل شدند. این اتصالات در شکل (۱۷) نشان داده شده است.



شکل ۱۷: اتصالات ریلها و نگهدارنده پروژکتور.

همانطور که در شکل (۱۷) مشاهده میشود، اتصالات نگهدارنده پروژکتور که به وسیله پیچ به یکدیگر متصل شده‌اند، میتوانند از یکدیگر جدا شوند و این امر حمل و نقل کل مجموعه را آسان میکند. بر اساس طرح کلی ارائه شده ساخت سیستم medphos صورت پذیرفت.

طراحی و ساخت میدان آزمون

برای محاسبه المانهای توجیه خارجی و پارامترهای اعوجاج عدسی، مجموعه‌ای از تارگتها مورد نیاز است. با در نظر گرفتن میدان دید دوربین و فاصله دوربین تا شیء، ابعاد صفحه‌ای که تارگتها میبایست بر روی آنها نصب شوند محاسبه شد. برای جلوگیری از بدخیمی معادلات 20° در حل المانهای توجیه خارجی و سایر پارامترها، مرحله کالیبراسیون تا حد ممکن مشابه با شرایط واقعی (زخم بستر) در نظر گرفته شد و بنابراین ارتفاع تعدادی از تارگتها متفاوت انتخاب گردید. تغییرات ارتفاعی تارگتها نمیبایست جابجایی ارتفاعی قابل توجهی را در صفحه تصویر ایجاد نماید. با توجه به این نکته، تارگتهای با ارتفاع بیشتر، در قسمتهای مرکزی تعبیه گردیدند تا جابجایی ارتفاعی کمتری در صفحه تصویر ایجاد نمایند. در ضمن از آنجایی که تکرار کالیبره کردن دوربین در پاره‌ای از موارد اجتناب ناپذیر است، تارگتها در ابعادی ساخته شدند که قابل حمل باشند. تارگتهای ساخته شده در شکل (۱۸) نشان داده شده است. از آنجایی که در این پروژه از هر دو استراتژی اندازه‌گیری مراکز تصویر، که در بخش اندازه‌گیری مختصات مراکز تصویر مطرح گردید، استفاده شده است، مختصات تارگتها میبایست اندازه‌گیری نیز بشود. برای این کار، علائمی به شکل (+) بر روی صفحه صیقلی شده

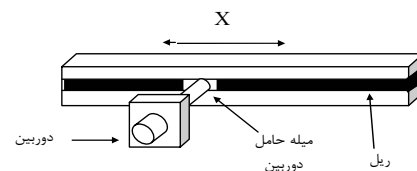
جدید مختصات مراکز تصویر، قابل محاسبه باشند.



شکل ۱۵: قسمت انتهایی سه پایه دوربین و اهرم ثابت کننده دوران دوربین.

ریل و پایه نگهدارنده دوربین

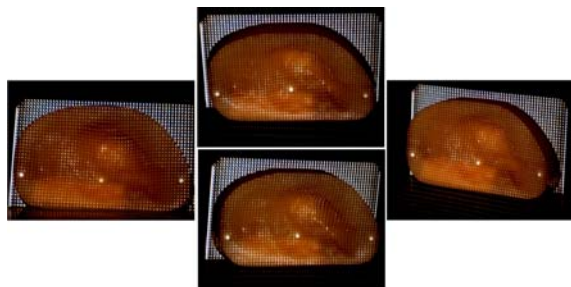
برای حرکات انتقالی دوربین در امتداد محورهای X, Y میبایست دوربین از طریق پایه نگهدارنده‌ای در داخل یک ریل حرکت نماید. این ریل از فلز آلومینیوم به علت سبکی آن ساخته شد. طول ریل باید به اندازه‌ای باشد تا امکان حرکت بیشتر برای دوربینها فراهم گردد. این امر اجازه انتخاب گسترده‌تری را برای نسبت D/H فراهم میکند. در این نسبت: D فاصله بین مراکز عدسی دو دوربین و H فاصله متوسط دوربین از سطح زخم است. بدیهی است انتخاب بهینه این نسبت در استحکام هندسی تقاطع شعاعهای متناظر نقش موثری را ایفا مینماید. طرح اولیه مجموعه: ریل، میله حامل دوربین در شکل (۱۶) ارائه شده است.



شکل ۱۶: مجموعه ریل، میله حامل دوربین و دوربین.

پروژکتور ایجاد کننده بافت

از آنجایی که سطح زخم بستر عموماً فاقد بافت مناسب برای تناظریابی تصویری است و اینکه این سطح معمولاً مرطوب است و سبب انعکاسات با شدتهای متفاوت در جهات مختلف خواهد شد و این امر در تناظریابی تصویری ایجاد اشکال میکند، از یک پروژکتور ایجاد کننده بافت، برای تشکیل بافت مناسب تصویری بر روی سطح زخم استفاده شد. این پروژکتور، در مرکز هندسی موقعیت مکانی دوربینها قرار داده شده است به نحوی که محور نوری آن تقریباً عمود بر سطح زخم باشد. چهار ریل مشابه با طرح داده شده در شکل (۱۶) به اضلاع قاب نگهدارنده پروژکتور که آن نیز از جنس آلومینیوم است متصل گردیدند. این اتصال از طریق

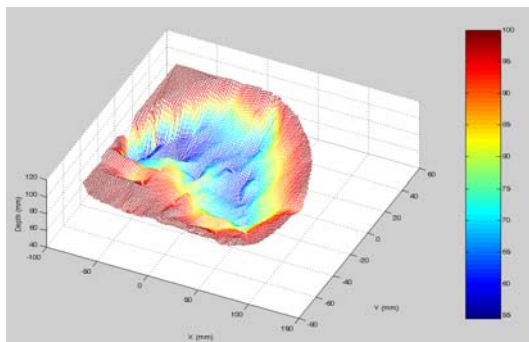


شکل ۲۰: تصویر چهارگان تهیه شده از ماکت زخم بستر.

(۳) انجام مراحل پیش پردازشی برای استخراج عارضه‌های نقطه‌ای و تصحیح خطای یکسان نبودن انعکاسات. برای جزئیات این مرحله به گزارش ارائه شده در [۱۰] مراجعه شود.

(۴) تشکیل هندسه اپیولار و تناظریابی و رفع ابهامات باقیمانده. جزئیات این مرحله نیز در [۱۰] گزارش گردیده است.

(۵) حل معادلات تقاطع فضایی و تشکیل مدل سه‌بعدی زخم. نمای سه‌بعدی بدست آمده از ماکت زخم بستر در شکل (۲۱) نمایش داده شده است.

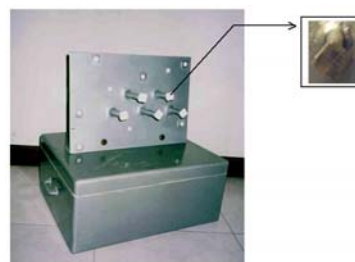


شکل ۲۱: نمای مدل سه‌بعدی بدست آمده از زخم بستر.

مقایسه نتایج سیستم‌های سه‌کانونه و چهارکانونه

نتایج بدست آمده از سیستم سه دوربینه، که قبلاً در دانشگاه Delft انجام گرفته و در [۶] گزارش شده است، همراه با نتایج بدست آمده با سیستم چهار دوربینه در جدول (۴) ارائه گردیده است. همانطور که در این جدول مشاهده میشود تعداد نقاطی که همپوشانی داشته و از طریق الگوریتم جدا کننده، که در [۱۰] گزارش شده است، از یکدیگر جدا شده‌اند در حالت چهار دوربینه اندکی افزایش یافته است. در ضمن تعداد نقاط پنهان بازیابی شده در سیستم چهار دوربینه افزایش بیشتری را نسبت به سیستم سه دوربینه نشان میدهد. برای ارزیابی مقدار

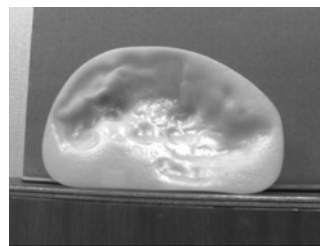
تارگتها حک گردید و این علائم با دستگاه اندازه‌گیری مختصات در شرکت ایران خودرو اندازه‌گیری شد.



شکل ۱۸: میدان آزمون سیستم medphos.

گزارش تست اولیه

برای تست اولیه، دسترسی به بیمار مبتلا به زخم بستر میسر نگردید و اجباراً از ماکت زخم استفاده شد. این ماکت، (شکل ۱۹)، که در بیمارستان گودا در کشور هلند تهیه گردیده است شباهت کامل به زخم بستر دارد و میتواند به صورتی نزدیک به واقعیت برای ارزیابی سیستم طراحی شده مورد استفاده قرار گیرد.



شکل ۱۹: تصویر ماکت زخم بستر.

مراحل زیر برای ایجاد مدل سه‌بعدی از ماکت زخم انجام شد:

(۱) تصویر برداری از تارگتها و حل پارامترهای اعوجاج دوربین و المانهای توجیه خارجی. قسمتی از نتایج کالیبراسیون در جدول (۳) ارائه گردیده است.

جدول ۳: قسمتی از نتایج کالیبراسیون چهار دوربین. پارامترها در ذیل معادله ۹ توضیح داده شده‌اند.

پارامترها	دوربین ۱	دوربین ۲	دوربین ۳	دوربین ۴
xo (mm)	0.0055	0.0489	0.0300	-0.0239
yo (mm)	-0.0805	-0.0519	-0.0840	-0.1434
K1	0.0029	0.0030	0.0029	0.0030
K2	0.0	0.0	0.0	0.0
K3	0.0	0.0	0.0	0.0
P1	0.0	0.0	0.0	0.0
P2	0.0	0.0	0.0	0.0

(۲) تصویربرداری از ماکت زخم. تصویر چهارگان تهیه شده از ماکت زخم بستر، در شکل (۲۰) نشان داده شده است.

هدف از این مقاله تشریح ایده اصلی، نکات کلی آلگوریتمی، جزئیات سخت‌افزاری و اولین نتایج بدست آمده بر روی ماکت زخم بوده است. شرح ریاضی با جزئیات بیشتر در ارتباط با هندسه اپیپولار، مراحل پیش‌پردازشی و نیز مشکلات مربوط به کالیبراسیون دوربینها در [۴،۶،۱۰] گزارش گردیده است. اگرچه با آزمایش‌های محدود که در این مقاله ارائه گردید، برتری قابل توجهی که براساس آن هزینه سیستم چهار دوربینه توجیه پذیر باشد مشاهده نگردید، باید این نکته نیز در نظر گرفته شود که اساساً زخم بستر مورد آزمایش فاقد مناطق پنهان قابل توجه که از دید سه دوربین مخفی بماند بوده است. اگر مناطق پنهان بیشتری در زخم وجود داشته باشد به نظر می‌رسد سیستم چهار دوربینه کارایی بهتری را ارائه دهد. به نظر نگارندگان هنوز تست‌های بیشتری برای رد و یا تایید مقرون به صرفه بودن اضافه کردن دوربین چهارم در رابطه با بهبود نتایج حاصله از این دوربین باید انجام پذیرد.

تشکر و قدردانی

انجام این پروژه در قالب طرح تحقیقاتی مصوب شورای پژوهشی دانشگاه تهران به شماره ۶۲۱/۴/۱۰۰۵ با کمک مالی دانشگاه تهران صورت گرفته است. نگارندگان بدینوسیله مراتب قدردانی خود را از مساعدت مالی دانشگاه اعلام می‌نمایند. از آقای مهندس اکبر عطائیه مجری ساخت سیستم medphos به خاطر زحماتشان صمیمانه قدردانی می‌گردد. همچنین از آقای دکتر پیمان حاجی-میرصادقی متخصص طب کار، به خاطر راهنمایی و تهیه اطلاعات مربوط به آمار زخم بستر قدردانی می‌شود. از پروفیسور Huevel از دانشگاه Delft به خاطر راهنمایی‌های بسیار ارزنده ایشان و نیز فراهم کردن شرایط، برای اولین نگارنده، در مدت اقامت در Delft و در اختیار گذاشتن تجهیزات و مقدمات این پروژه که ایده اولیه آن در آن دانشگاه شکل گرفته بود صمیمانه تشکر می‌شود. از پزشکان بیمارستان گودا نیز به خاطر در اختیار قرار دادن ماکت و تصاویر زخم بستر و سایر راهنماییها قدردانی می‌گردد.

احتمالی بهبود دقت هندسی در حالت‌های سه و چهار دوربینه، با هر دو سیستم از یک سطح صاف تصویربرداری شد. دقت‌های بدست آمده برای سطح بازسازی شده به ترتیب برای سه و چهار دوربین برابر با ۰،۰۷۹ و ۰،۰۸۰ میلیمتر برآورد گردید. بنابراین بر مبنای این آزمایش به صورتی مشخص افزایش دقت مشاهده نگردید.

جدول ۴: نتایج بدست آمده از سیستم سه و چهار دوربینه.

موضوع	تعداد نقاط همپوشان جدا شده	تعداد نقاط پنهان بازیابی شده
ماکت زخم (سه دوربینه)	۶	-
ماکت زخم (چهار دوربینه)	۷	۴

نتیجه‌گیری و پیشنهادات

سیستم medphos که طراحی و ساخت آن در این مقاله ارائه گردید، صرفاً نمونه‌ای اولیه است و طبعاً دارای محدودیتهایی است. اهم این محدودیتهای بدین شرح است: همانطور که در متن مقاله مطرح گردید، احتمال تغییر المانهای دورانی دوربین پس از کالیبراسیون وجود دارد. در صورت هرگونه تغییر المانهای دوربین، که در شرایط تصویربرداری ممکن است اتفاق افتد، تکرار کالیبراسیون ضروری است. دومین محدودیت این سیستم، عدم امکان تیلت پروژکتور است که در پاره-ای موارد ممکن است به علت وضعیت خاص قرار گرفتن بیمار ضروری باشد. در چنین شرایطی تیلت پروژکتور فقط با دوران کل مجموعه از طریق سه پایه نگهدارنده امکان پذیر خواهد بود.

تغییراتی که برای گسترش و بهبود سیستم medphos باید در نظر گرفته شود عبارتند از:

- امکان تیلت پروژکتور،
- امکان تیلت دوربینها به صورت جداگانه بدون نیاز به کالیبراسیون مجدد،
- بالا بردن ضریب اطمینان بیشتر در تناظریابی،
- کوچک کردن ابعاد سیستم برای حمل و نقل آسان‌تر،
- امکان پایش مشخصه‌های زخم از طریق هم مرجع کردن مدل‌های سه‌بعدی استخراج شده از زخم در فواصل زمانی متفاوت.

مراجع

- 1 - <http://www.pressuremapping.com>, 2004. *Pressure Mapping – Force Sensitive Applications*.
- 2 - <http://www.decubitus.org>, National Decubitus Foundation, 2004. *Cost Saving through Bedsore Avoidance, Technical Report*, U.S.
- 3 - Jones, B. F. and Plassman, P. (1995). "An Instrument to Measure the Dimensions of Skin Wounds." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 42, No. 5, PP. 464-470.
- 4 - Malian, A., Huevel van den, F. A. and Azizi, A. (2002.) "A Robust Photogrammetric System for Wound Measurement." *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing, ISPRS Symposium*, Greece, Vol. 34, Commission V, PP. 264-269.
- 5 - Malian, A., Azizi, A. and Huevel van den, F. A. (2004). Medphos: "A New Photogrammetric System for Medical Measurements." *International Archives of Photogrammetry and Remote Sensing, ISPRS Congress*, Turkey, Vol. 35, Commission V (on DVD).
- 6 - Malian, A., Azizi, A., Huevel van den, F. A. and Zolfaghari, M. (2005). "Development of a Robust Photogrammetric Metrology System for Monitoring the Healing of Bedsores." *Photogrammetric Record*, Vol. 20, No. 111, PP. 241-273.
- 7- Wong, K. W. and Wei-Hsin, H. (1986). "Close-range mapping with a solid state camera." *Photogrammetric Engineering & Remote Sensing*, Vol. 52, No. 1, PP. 67-74.
- ۸- سعادت سرشت، م. "افزایش اتوماسیون روند طراحی شبکه در فتوگرامتری صنعتی با استفاده از مدلسازی نایقینی قیود دید و جانمایی دوربین." پایان نامه دکترای تخصصی، دانشگاه تهران، دانشکده فنی، گروه مهندسی نقشه برداری (۱۳۸۳).
- ۹- فتحی، ح. ر. "بررسی ۵۰۰ مورد زخم بستر در بیماران مبتلا به ضایعه طناب نخاعی از ۲۰۰۰ مورد ثبت شده." پایان نامه دکترای دانشگاه علوم پزشکی تهران (۱۳۷۵).
- ۱۰- مالیان، ع. "طراحی و پیاده سازی سیستم فتوگرامتری چند دوربینه برای بازسازی سه بعدی زخم بستر." پایان نامه دکترای دانشگاه تهران، دانشکده فنی، گروه مهندسی نقشه برداری (۱۳۸۴).

واژه‌های انگلیسی به ترتیب استفاده در متن

- | | |
|---|-----------------------------|
| 1 - Pattern projector | 2 - Texture |
| 3 - Trauma | 4 - Air fluidized bed (AFB) |
| 5 - Transparent | 6 - On screen digitizing |
| 7 - Medical photogrammetric system | 8 - Datum defect |
| 9 - Tri-focal | 10 - Four-focal |
| 11 - CMM (coordinate measuring machine) | 12 - Self calibration |
| 13- Robustification | 14- Synchronization |
| 15- Shooting | 16- Cardan Joints |
| 17- Primary, Secondary, Tertiary axes | 18- Ball |
| 19- Socket | 20- Ill-conditioning |