

# مزایای سفالومتری دیجیتالی در مقابل سفالومتری فیلمی

Scott McClure  
Ander Ferreira

تکنولوژی اخیر دیجیتالی خارج دهانی که با کامپیوتری شدن بسیاری از درمانهای ارتوونسی همراه شده است، سفالومتری دیجیتال را برای کلینسین‌ها انجام پذیر نموده است. دستگاههای رادیوگرافی فیلمی به سرعت جای خود را به دستگاههای دیجیتالی می‌دهند. که تصویر را از طریق صفحات فسفری و یا (CCD) charge coupled detectors دست می‌آورند که هر دو آنها نسبت به فیلم مزیت‌های بسیاری دارند. قبل از تغییر رادیوگرافی فیلمی به رادیوگرافی دیجیتال بهتر است در رابطه با دقت بالای تشخیص لندرمارک‌های دیجیتالی بحث شود.

این فصل پس از ارزیابی اصول پایه ای عکسبرداری دیجیتال و چگونگی تشخیص لندرمارک‌ها به بررسی مزايا و معایب هر دو متد عکسبرداری در تشخیص و طرح درمان می‌پردازد.

## تکنولوژی تصویربرداری دیجیتالی

به منظور درک بهتر سفالومتری دیجیتال ، بهتر است مقدمه کوتاهی از تصویربرداری دیجیتال دانسته شود . یک تصویر دیجیتال از نقاط مربعی شکلی به نام pixel درست شده است. این pixel ها در ستون و ردیف‌هایی قرار گرفته اند که به آنها ماتریکس گفته می‌شود . که اندازه ماتریکس به تعداد سطر و ستون بستگی دارد .

دو تعیین کننده اصلی اندازه ماتریکس ، اندازه تصویر و مهمتر از آن اندازه pixel ها می‌باشد هر چه pixel ها کوچک تر باشد به تعداد ستون و سطرهای بیشتری برای ایجاد تصویر نیاز است و بنابراین ماتریکس بزرگتری ایجاد می‌شود .<sup>۱</sup>

اندازه pixel ها نه تنها بر اندازه ماتریکس بلکه بر جزئیات و resolution تصویر نیز موثر است . هر چه اندازه pixel ها کوچک تر باشد تصویری با جزئیات و resolution بیشتر خواهیم داشت . منظور از resolution قابلیت تشخیص اشیاء بسیار نزدیک به هم می‌باشد و بستگی به نوع روش عکسبرداری دارد . روش‌های عکسبرداری دیجیتال بعداً در این فصل توضیح داده خواهد شد .

شفافیت نسبی یک pixel با عددی که به آن اطلاق می‌شود ، نشان داده می‌شود ( که به آن شدت یا ارزش pixel گفته می‌شود ) . خود هر pixel از چندین عدد ( bit ) دوتایی درست شده است . این داده‌های بسیار کوچک اطلاعاتی نقش مهمی در شدت pixel ایفا می‌کنند . هر bit از یکی از ارزش‌های دوتایی صفر ( سیاه ) و یا یک ( سفید ) تشکیل شده است . در رادیوگرافی دیجیتال ، تصویرها از ترکیب bit های سیاه و سفید تشکیل شده است که به هر pixel رنگ خاصی از خاکستری می‌دهد . مقدار روشنایی در هر تصویر توسط تعداد bit های تشکیل دهنده pixel تعیین می‌گردد . هر چه تعداد bit ها بیشتر باشد ، روشنایی pixel ها با دقت بیشتری نشان داده می‌شود در نتیجه pixel ها دارای تعداد بیشتری از شدت‌های رنگ خاکستری خواهند شد .

کامپیوترها از شفافیت تعداد متفاوتی bit استفاده می‌کنند . به عنوان مثال ، در یک سیستم ۸ bit از ۲۵۶ رنگ متفاوت خاکستری درست می‌شود که صفر سیاهترین و ۲۵۵ سفیدترین می‌باشد و ۲۵۴ شدت رنگ خاکستری درین آنها جود دارد . در حالیکه بسیاری از برنامه‌ها از سیستم ۸ bit استفاده می‌کنند ، برنامه‌های دیگری وجود دارد که از سیستم‌های با bit بیشتر مثل ۱۰ bit ( ۱۰۲۵ شدت رنگ مختلف خاکستری ) ، ۱۲ bit ( ۴۰۹۶ شدت رنگ مختلف خاکستری ) و حتی ۱۶ bit ( ۶۵۵۳۶ شدت رنگ مختلف خاکستری ) استفاده می‌کنند .

# فاکتورهای موثر بر روی کیفیت تصاویر دیجیتال

## Spatial resolution

(SR) Spatial resolution به تعداد pixel تشکیل دهنده عکس گفته می شود. هرچه تعداد pixel تشکیل دهنده ماتریکس بیشتر باشد، SR بالاتری را، ایجاد می کند. هرچه pixel ها کمتر آشکار شوند، تصویر شفافیت کمتری می یابد. چشم انسان می تواند جزئیات را تا حد مربعی به ابعاد  $0.1 \times 0.1$  میلیمتر مشاهده نماید.<sup>۲</sup> در نتیجه برای ایجاد تصویری با کیفیتی برابر با خود شئی می بایست تصویر با pixel هایی با حداقل اندازه  $0.1 \times 0.1$  میلیمتر موجو باشد. هر چند به منظور تشخیص دقیق تر به بیشترین تعداد pixel نیاز است. بعلاوه می بایست قابلیت ذخیره این تصاویر را نیز در ذهن داشت.

## دانسیته نوری (Optical density)

Optical density به اندازه گیری سیاهی فیلم گفته می شود که در آن نسبت نور تابیده شده به فیلم و نور عبوری از آن محاسبه می شود.<sup>۲</sup> کیفیت تصویر دیجیتال وابسته به تعداد سایه های خاکستری و بخصوص تعداد آنها در تصویر رادیوگرافی می باشد. هر چند می توان یک تصویر را با استفاده از تکنیک هایی که از رنگ خاکستری به بهترین نحو استفاده می کنند، بهبود بخشد.

## نمایش تصویر

با پیشرفت تکنولوژی محدودیتهايی که اندازه pixel و تعداد رنگ خاکستری ایجاد می کند، کاهش می یابد. هر چند Spatial Resolution مانیتور برای دیدن تصویر نیز اهمیت دارد.

Spatial Resolution در مانیتورهای CRT توسط تعداد خطوط raster نمایش مشخص می شود. به عنوان مثال در مانیتوری با ۶۴۵ خط می توان تصاویر دیجیتال را بدون کاهش کیفیت به منظور تشخیص مشاهده کرد هر چند هنگامی که کیفیت تصویر بسیار اهمیت دارد باید از مانیتوری با ۲۰۴۸ خط استفاده کرد تا Resolution فیلم رادیوگرافی باقی بماند.<sup>۲</sup>

اخیراً مانیتورهای LCD که تصاویر دیجیتال را به format واقعی خود از نظر pixel و bit نشان می دهد، گسترش بسیاری یافته است. سطح قوس دار مانیتورهای حجمی CRT با سطح صاف و طرح ظریف مانیتورهای LCD قابل مقایسه نیست. مانیتورهای LCD فاصله بین تفاوت در تصویر واقعی و تصویر نمایش داده شده توسط مانیتورهای قدیمی را، تا حد ممکن کاهش می دهد.

کیفیت مانیتورها در هردوی این گروهها بسیار متفاوت می باشد به حدی که نمی توانند تصاویر دیجیتال را با optical density و spatial resolution واقعی که در عکس دیجیتال گرفته شده است نمایش دهند. در مطالعه ای Abreu و Ludlow<sup>(۳)</sup> قابلیت مانیتورهای CRT و فیلم های رادیوگرافی را، جهت تشخیص پوسیدگی مقایسه کردند. مؤلفین اختلاف آماری معنی داری در بین طرق مختلف نمایش یافت نمودند. تأثیرات طراحی مانیتور بر روی کیفیت تصاویر و تشخیص بحثی است که نیاز به مطالعه بیشتر دارد.

## سیستم‌های تصویر برداری رادیوگرافی دیجیتال

### سیستم‌های غیرمستقیم

سیستم‌های غیرمستقیم دیجیتالی تصاویر مبتنی بر فیلم را به تصاویر دیجیتال تبدیل می‌کنند که در تئوری تصویر تولید شده به همان مقدار تصویر اصلی دارای اطلاعات می‌باشد. هنوز از اسکرها flatbed برای دیجیتال کردن تصاویر فیلمی استفاده می‌شود. در ابتدا فیلم را روی پلان شیشه‌ای اسکر قرار داده سپس charge-coupled device شدت نور عبوری از تصویر را، تشخیص می‌دهد. شکل نور به نسبت شدت آن به سیگنالهای دیجیتالی تبدیل می‌شود. سپس این سیگنالها به رنگهای مختلف خاکستری تبدیل می‌شوند که باعث ایجاد تصاویر دیجیتالی می‌شوند که در مانیتور دیده می‌شود.

### سیستم‌های مستقیم

سیستم رادیوگرافی مستقیم، بدون هیچ واسطه‌ای مستقیماً تصویر را در اختیار ما می‌گذارد. دو گونه از این سیستم‌ها برای استفاده کلینیکی تایید شده است که شامل storage phosphor plate (SPP) و charge coupled detector (CCD) می‌باشد. CCD دارای حسگر می‌باشد که مستقیماً به کامپیوتر وصل می‌شود و تصویر را بر روی مانیتور نمایش می‌دهد. اکثر تولید کنندگان دستگاههای رادیوگرافی، دستگاههای ترکیبی پانورکس، سفالومتریک جدید را براساس سنسورهای CCD تولید می‌کنند و برخی از دستگاههای قدیمی رادیوگرافیک قابلیت بازسازی به منظور کار کردن با سنسورهای CCD را، دارند. در سیستم‌های SPP فیلم رادیوگرافی جای خود را به صفحات پوشیده شده از فسفر داده است که به همان سبک قدیمی اشعه به آنها تابیده می‌شود. هنگامی که صفحات فسفری با دستگاه مخصوص اسکن می‌شوند تصویر مستقیماً به کامپیوتر به صورت یک فایل منتقل می‌شود. هر دو سیستم SPP، CCD باعث حذف تاریکخانه و مواد شیمیایی مصری در تاریکخانه می‌شوند. هر چند سیستم‌های SPP هنوز تیازمند اسکر می‌باشند که تا حدودی حساس به نور می‌باشد. در سیستم‌های مستقیم می‌توان با تغییر resolution در دستگاه رادیوگرافی، مانیتور و پریتر کیفیت تصویر را افزایش داد.

## مزایای رادیوگرافی دیجیتال

دستگاههای دیجیتالی نسبت به فیلم دارای مزایایی می‌باشد که عبارتند از: کاهش میزان اشعه دریافتی به بیمار، ایجاد تصویر فوری، حذف تاریکخانه و زمان ظهور فیلم و درنتیجه کاهش مخارج، تسهیل در جهت افزایش کیفیت تصویر، ذخیره و جابجایی آن، تسهیل در جهت در اختیار گذاردن تصویر به همکاران و یافتن راحت تر لندمارکها.

### کاهش زمان تابش اشعه

هر چند که کیفیت بالای رادیوگرافی‌ها برای سفالومتری ضروری است، کاهش اشعه تابش شده به بیمار از اهمیت بالاتری برخوردار می‌باشد. به طور کلی میزان اشعه در رادیوگرافی دندانپزشکی به حدی کم است که تا رسیدن به

آستانه اثرات سوء اشعه فاصله بسیاری دارد و عوارض تراتوژنیک آن در حداقل میزان خود می باشد . هر چند که قانون (As low as reasonably achievable) AIARA می نماید که رادیو گرافی را با استفاده از حداقل میزان اشعه بگیرند . رسیدن به این امر با استفاده از دستگاههای دیجیتالی سفالومتری مقدور است .

مطالعات بسیاری بر روی میزان اشعه توسط دستگاههای دیجیتالی و مبتنی بر فیلم انجام شده است . با استفاده از تکنولوژی پیشرفته دیجیتالی می توان بدون صدمه به کیفیت تصویر، میزان اشعه دریافتی را، کاهش داد . با وجود اینکه کاهش در میزان اشعه درین دستگاههای مختلف دیجیتال متفاوت است ، به طور کلی دستگاههای دیجیتال نسبت به دستگاههای مبتنی بر فیلم ، کاهش قابل ملاحظه ای در میزان اشعه دارند .

Sonoda و همکاران<sup>(۴)</sup> ، Kogutt و همکاران<sup>(۵)</sup> گزارش نمودند که صفحات فسفری تحریک پذیر به نور قابلیت کاهش میزان اشعه را تا ۸۵٪ با وجودیکه تصویری برابر با کیفیت رادیو گرافی های قدیمی ایجاد می کنند ، Farman<sup>(۶)</sup> و Farman<sup>(۷)</sup> در تحقیقات خود به این نتیجه رسیدند که هنگام استفاده از سیستم های پانورامیک دیجیتال SPP به منظور تهیه عکس با کیفیت برابر با عکس های قدیم نیاز به افزایش اشعه می باشد . Naslund و همکاران<sup>(۸)</sup> یافتدند که با استفاده از سیستم های SPP میزان اشعه ۵۰ تا ۷۵٪ بدون تأثیر گذاری بر روی شاخص های آناتومیک کاهش می یابد . Okano و Seki<sup>(۹)</sup> و Sagner<sup>(۱۰)</sup> همکاران نتایج مشابهی را ، گزارش کردند . محققین هنوز بر روی این مطلب که آیا کاهش میزان اشعه در سیستم های SPP بدون صدمه به کیفیت تصویر امکان پذیر است یا خیر ، توافق نظر ندارند .

Farman و همکاران<sup>(۱۱)</sup> به این نتیجه رسیدند که سیستم های CCD نسبت به سیستم های قدیمی و SPP نیاز به اشعه کمتری دارند . Farman و همکارانش در دو مطالعه مختلف<sup>(۱۲)</sup> و<sup>(۱۱)</sup> به ارزیابی سیستم CCD از لحاظ لایه های تصویر برداری ، بزرگنمایی و از همه مهمتر میزان تابش ، پرداختند . آنها به این نتیجه دست یافتند که سیستم های CCD برای تصویر برداری تا ۷۰٪ کمتر از سفالومتری قدیمی به اشعه نیاز دارند . در حالیکه Dawood<sup>(۱۳)</sup> در مطالعات خود حتی کاهش ۹۸٪ را گزارش کرده است ، هر چند کاهش ۳۰ تا ۵۰ درصدی بیشتر انتظار می رود . Visser و همکاران<sup>(۱۴)</sup> نیز در آزمایش خود به این نتیجه رسیدند که در سیستم های CCD بیمار تنها نصف سیستم های قدیمی اشعه دریافت می کند یک متغیر بسیار مهم که در این تحقیقات به آن توجه نشده است ، تأثیر کاهش اشعه بر روی کیفیت تصویر می باشد . کاهش در میزان اشعه تنها زمانی به نفع بیمار است که کیفیت تصویر از لحاظ ارزش تشخیصی با رادیو گرافی های قدیمی برابر باشد .

## صرفه جویی در زمان و هزینه

یکی از بزرگترین مزایای رادیو گرافی دیجیتالی صرفه جویی در زمان به علت حذف زمان ظهور فیلم می باشد . فرآیند ظهور خود کار فیلم ۱/۵ تا ۴ دقیقه طول می کشد ، در حالیکه در سیستم های CCD تصویر فوراً گرفته می شود ، و در نتیجه اپراتور یا سایر کارکنان وقت آزاد بیشتری دارند . هر چند سیستم های SPP برای اسکن لیزری صفحات فسفری نیاز به زمان بیشتری دارند . طول این فرآیند براساس کارخانه سازنده و تنظیمات resolution متفاوت است .

میزان تنظیمات resolution حداکثر ۲ دقیقه و ۴۰ ثانیه برای زمان اسکن پیشنهاد می‌شود<sup>(۱۴)</sup>. هرچند ممکن است این مقدار نسبت به برخی سیستم‌های مبتنی بر فیلم، سریعتر باشد اما سیستم‌های مدرن مبتنی بر فیلم، بسیار از اسکنرهای لیزری SPP سریعتر می‌باشد.

Mackay و Davis<sup>(۱۵)</sup> در مطالعه‌ای زمان مورد نیاز برای تریسینگ دستی سفالومتریک و دیجیتال را با هم مقایسه کردند. نتایج نشان داد که هیچ گونه اختلاف آماری با معنی بین این ۲ روش وجود ندارد. اگرچه در این مطالعه زمان مورد نیاز برای تصویر برداری توسط دستگاه‌های دیجیتال و دستی منظور نشده است. با استفاده از نرم افزارهای جدید سفالومتری، تصویربرداری دیجیتالی به زمان بسیار کمی نیاز دارد و طراحی خطوط و زوایا با استفاده از محاسبات کامپیوتربی پس از یافتن لندهمار کهای سفالومتریک، چند ثانیه بیشتر زمان نمی‌برد. طراحی دستی نقاط، خطوط و زوایا و همچنین محاسبات به زمان زیادی نیاز دارد. این اختلاف زمانی زیاد، مزایای دستگاه سفالومتری دیجیتال را نشان می‌دهد.

با استفاده از نرم افزارهای سفالومتریک دیجیتالی، به محض اینکه لندهمار کها مشخص شوند، مستقیماً بر روی رادیوگرافی دیجیتال نشان داده می‌شوند. هم چنین می‌توان اندازه‌های خطی و زاویه‌ای را بر روی تصویر، نشان داد و ذخیره کرد و در صورت نیاز آنها را، ویرایش نمود. در تریسینگ دستی ویرایش نیاز به پاک کردن و یا اندازه گیری دوباره لندهمار کها دارد. در هر دو صورت ویرایش تصاویری که به صورت دستی تریس شده است کاری دشوارتر و وقت گیرتر از ویرایش توسط نرم افزار می‌باشد.

هم چنین رادیوگرافی دیجیتالی نیاز به استفاده از تاریکخانه، مواد شیمیایی مورد نیاز، کارکنان بیشتر و زمان اضافی را حذف می‌کند. در حالیکه سیستم‌های CCD هیچ گونه نیازی به محیط کنترل شده ندارند، سیستم‌های SPP به منظور قرار دادن صفحات حساس به نور فسفری در داخل اسکنر لیزری نیاز به اطاق نیمه تاریک دارند. با تمام این وجود، حذف زمان و مخارج اضافی، باعث شده که سیستم‌های رادیوگرافی دیجیتال مورد توجه متخصصین ارتونسی قرار گیرد.

## بهبود کیفیت تصاویر

تصاویر دیجیتالی با کمک الگوریتم‌های ریاضی می‌توانند به نحوی تغییر یابند که حجم خاکستری pixel‌های تشکیل دهنده تصویر بهبود پیدا کند<sup>(۱۶)</sup>. این الگوریتم‌های ریاضی می‌توانند باعث بهینه کردن رادیوگرافی شوند به طوریکه بتوان اطلاعات مورد نیاز را، استخراج کرد. بهینه ساختن تصویر می‌تواند حتی به معنی پوشاندن نقاطی از تصویر باشد که به نظر اپراتور ضروری نیست. در نتیجه اطلاعات نسبت به رادیوگرافی اولیه کاهش هم، می‌یابد. بنابراین می‌توان با تغییراتی اندک بر روی تصویری با کیفیت بد که در سفالومتری مبتنی بر فیلم نیاز به تکرار عکسبرداری دارد، آنرا بهینه نمود و در نتیجه نیاز به تابش مجدد به بیمار حذف گردد. همچنین با استفاده از فیلم و پلان سریعتر و به همراه تکنیکهای بهینه سازی تصویر می‌توان تابش اشعه را تا حد قابل توجهی کم نمود. بهینه سازی دیجیتالی را، می‌توان به ۳ گروه تقسیم بندی نمود که عبارتند از: بهبود کنترلاست، یکنواختی تصویر، و بهبود حاشیه‌های تصویر. Jackson و همکاران<sup>(۱۷)</sup> بر روی تأثیرات این بهینه سازیها، تحقیقاتی انجام

دادند و نتیجه گرفتند که دقیقترین اندازه گیریها از تصاویری حاصل می‌شود که مراحل بهینه سازی بروی آنها انجام نشده است. به احتمال قوی این نتیجه براساس از دست رفتن اطلاعاتی که توسط اپراتور صورت می‌گیرد، ناشی شده است، ولیکن این اطلاعات ممکن است از نظر اپراتور بی اهمیت بوده باشد.

## آرشیو کردن تصاویر

با وجودیکه فیلم‌های رادیوگرافی برای تصاویر سفالومتریک هنوز بهترین استاندارد می‌باشد، این روش دارای محدودیتهایی در ذخیره کردن و دسترسی به تصاویر دارد. از معایب فیلم این است که فقط یک نسخه اصلی از آن وجود دارد و در صورت صدمه دیدن و یا کم شدن نمی‌توان آن را، جایگزین کرد. به علت بزرگ بودن فیلم‌های سفالومتریک و پانورکس نگه داری آنها به فضای بسیاری نیاز دارد. جایگزینی این فیلم‌ها با تصاویر دیجیتال بسیاری از این معایب را، حذف می‌نماید، به عنوان مثال می‌توان چندین نسخه از آن را، تهیه کرد و در مکانهای مختلف نگه داری کرد همچنین فضای نگه داری بسیار کاهش می‌یابد. تصاویر دیجیتالی در کامپیوتر ذخیره می‌شوند که این امر اجازه می‌دهد چندین نسخه از تصویر در صورت نیاز تهیه گردد. با افزایش تعداد عکس‌های دیجیتالی، فضای مورد نیاز نیز افزایش می‌یابد. هر چند می‌توان این مشکل را با استفاده از دیسکها و drive‌ها حل نمود برخلاف کاینت‌ها و قفسه‌ها که اضافه کردن آنها دشوار می‌باشد.

## فرشده کردن تصاویر

یکی دیگر از مزایای تصویربرداری دیجیتال قابلیت فشرده کردن تصاویر و در نتیجه کاهش اندازه آنها می‌باشد<sup>(۱۶)</sup>. دو نوع متفاوت فشرده کردن تصویر وجود دارد. یکی فشرده کردن بدون از دست دادن اطلاعات می‌باشد. که در این روش اطلاعات غیر ضروری از تصویر حذف می‌گردد در حالیکه اطلاعات ضروری به منظور بازسازی تصویر بروی آن باقی می‌ماند<sup>(۱۷)</sup>. شایعترین نوع فشرده کردن بدون از دست دادن اطلاعات استفاده از فایلهای با پسوند (TIFF) tagged image file format می‌باشد. این نوع فشرده سازی زمانی استفاده می‌شود که در آینده نیاز به آنالیز تصاویر با کیفیت بالا باشد. دیگری فشرده کردن با از دست دادن اطلاعات است، در این روش با وجودیکه میتوان فایلهای با اندازه‌های بسیار کوچتری ساخت اما در مقابل خطر از دست رفتن غیر قابل بازگشت اطلاعات ضروری وجود دارد.<sup>(۱۸)</sup> شایعترین نوع فشرده کردن با از دست دادن اطلاعات فایلهای (JPEG) اطلاعات با ارزش به همراه فایلهای کوچکتر، و یا نیاز به فضای بزرگتر برای ذخیره اطلاعات را پذیرفت.

## تله رادیولوژی Teleradiology

از طریق Teleradiology یا انتقال تصاویر به نقاط دور دست، تصاویر میتواند از یک مرکز به مرکز دیگر و یا حتی از کشور به کشور دیگری به منظور بهبود سلامت بیماران انتقال یابد. همچنین این روش دسترسی به تصویر در نقاط دور افتاده را امکان پذیر مینماید. میزان زمان مورد نیاز برای انتقال یک تصویر وابسته به نوع سیستم مورد استفاده و

اندازه تصویر دارد. با پیشرفت تکنولوژی، سرعت انتقال ۸۰۰۰ byte در ثانیه توسط Lear و همکارانش<sup>(۱۸)</sup> گزارش شده است که این سرعت روبه بهود است. تکنولوژی اینترنتی broad band، wireless و مدل‌های کابلی و ماهواره‌ای میزان زمان انتقال اطلاعات دیجیتالی را از دقیقه به چند ثانیه کاهش داده است. بدون توجه به سرعت انتقال teleradiology در هر حال بسیار بهتر از روش‌های قدیمی انتقال فیلم می‌باشد.

## آنالیز خودکار سفالومتری

با پیدایش تصویر برداری دیجیتال، تشخیص کامپیوتی لندمارک‌های آناتومیک، افق جدیدی برای محققین در این زمینه باز نموده است. در پی تصویربرداری دیجیتال، نرم افزارهای کامپیوتی نیز ایجاد شدند که به طور اتوماتیک لندمارک‌های آناتومیک را، بر روی تصاویر پیدا می‌نمایند (به فصل ۱۸ مراجعه شود). این فناوری بدون دسترسی به رادیوگرافی دیجیتالی امکان پذیر نبود.

روی Parthasarathy و همکاران<sup>(۱۹)</sup> در تحقیقی یک برنامه کامپیوتی اتوماتیک را، جهت تشخیص ۹ لندمارک بر روی ۵ تصویر مختلف ارزیابی نمودند. آنها با استفاده از کمک دو متخصص ارتوپنسی تعریف خود از تشخیص دقیق را، تا شعاع ۳ pixel (تقریباً ۱ میلیمتر) محدود نمودند. با توجه به این مورد می‌توان موفقیت ۸۳٪ در صدی دریافتی لندمارک‌های مورد نظر را انتظار داشت. دو سال بعد در تحقیقی مشابه Davis و Taylor<sup>(۲۰)</sup> به موفقیتی برابر ۷۱٪ دست یافتد. استفاده از این برنامه نشان داده است که یافتن بعضی از لندمارک‌ها برای کامپیوت ساده تر است.

اخیراً دقت برنامه‌های تشخیص اتوماتیک لندمارک‌ها مورد بررسی واقع شده است. Liu و همکاران<sup>(۲۱)</sup> به بررسی دقت نرم افزاری پرداختند که از تکنیک یافتن لبه‌های تصویر و تقسیم سفالومتری به ۸ مستطیل و سپس کاهش دادن resolution آنها استفاده می‌کنند این کاهش resolution به کامپیوت این امکان را، می‌دهد که لبه‌های تصویر را، پیدا کند و به صورت اتوماتیک لندمارک‌ها را، تشخیص دهد. نتایج این تحقیق نشان داد که تفاوت بین تشخیص پنج لندمارک از سیزده لندمارک به صورت دستی و کامپیوتی از لحظه آماری حائز اهمیت نمی‌باشد. این ۵ لندمارک شامل gnathion و orbitale، porion، nasion، sella و gnathion می‌باشد نتایج این تحقیق صحت تحقیقات قبلی مبنی بر دقت بالای تشخیص اتوماتیک لندمارک‌ها را، تایید می‌نماید.

Rudolph و همکاران<sup>(۲۲)</sup> تکنیک اتوماتیک دیگری به نام spatial spectroscopy را، بررسی نمودند. این محققین این روش را بین گونه توضیح دادند: این تکنیک روش کامپیوتی است که ساختار تصویر را بر اساس پیچیده کردن تصویر توسط چند فیلتر تشخیص می‌دهد و سپس از آمار استفاده می‌شود. پانزده لندمارک بر روی ۱۴ تصویر سفالومتریک دیجیتالی بررسی شد. نتایج نشان داد که هیچ اختلاف آماری در تشخیص لندمارک‌ها به روش دستی و روش اتوماتیک با کمک spatial spectroscopy وجود نداشت.

تکنولوژی جدید به سرعت روش‌های تشخیص اتوماتیک لندمارک‌ها و دقت آنها را، بهبود یخشیده است مشخصاً کیفیت تصویر با کمک این برنامه‌های اتوماتیک تأثیر بسزایی بر روی دقت تشخیص لندمارک‌ها دارد. تا کنون تحقیقات بر روی سفالومتریهای اسکن شده و یا دیجیتالی شده، انجام شده است. تحقیقات بیشتری بر روی تصاویر سفالومتریک مستقیم دیجیتالی به منظور بالا بردن دقت تشخیص اتوماتیک لندمارک‌ها می‌بایست انجام شود.

## معایب سفالومتری دیجیتال

علی رغم مزایای سفالومتری دیجیتال، این تکنیک دارای چند ایراد است.

### هزینه

همانند سایر تکنولوژیهای مدرن، سفالومتری دیجیتال گران است. قیمت دستگاه اشعه X برای تصویربرداری پانورکس دیجیتال که قابلیت تهیه سفالوگرام را نیز داشته باشد دو تا سه برابر قیمت دستگاه اشعه X معمولی ساخت همان کارخانه است. هر چند که قیمت ممکن است یک عامل بازدارنده برای متخصصین به منظور تغییر سیستم خود به دیجیتال باشد ولی اگر مزایای اقتصادی دیگر این روش را که قبلًا به آن اشاره شد (مثل تاریخخانه، مراحل ظهور و ثبوت، فضای داخل مطب، مصرف شده توسط کلینیسین و ذخیره سازی آن) در مدنظر قرار گیرد، تفاوت واقعی در قیمت کلی زیاد نمی باشد.

### آشنایی با کامپیوتر

با ورود تکنولوژی جدید در کارهای بالینی، آشنایی متخصصین و نیز پرسنل مطب با تکنولوژی جدید تبدیل به یک نگرانی شده است. از نظر اقتصادی آموزش کامپیوتر وقت گیر و هزینه بر است. اگر پزشک و پرسنل مطب در گرفتن رادیوگرافی مرسوم مجبور باشند، آموزش سفالومتری دیجیتال سیار راحت است و یا اینکه لازم نیست. دشواری کار کرد با این تکنولوژی به کامپیوتر و لوازم جانبی همراه آن مربوط می گردد. اگر در مطب ارتو دنسی از کامپیوتر و نرم افزار استفاده می شود، دانش کامپیوتری در همچنین مطابی مشکل عملده ای نمی باشد. حفظ سیستم های کامپیوتری در حرفه ارتو دنسی نیاز به دانش سخت افزاری و نرم افزاری دارد که این امر می تواند توسط پزشک و یا پرسنل مطب تامین گردد. در عوض مراقبت از دستگاههای سفالومتری دیجیتال به خصوص تعمیر و جایگزینی قطعات آن، مشکل و گران است.

### امنیت و ثبات فایلهای دیجیتالی

اگر چه برای ذخیره سازی رادیوگرافی های دیجیتالی نسبت به فیلم های معمولی نیاز به فضای کمتری وجود دارد ولی با این وصف، نگرانیهایی از نظر امنیت و ثبات روش ذخیره سازی وجود دارد. بهترین راه برای پیش گیری از پاک شدن فایلهای دیجیتالی نسخه برداری از آنها توسط ذخیره کردن آنها در محیط های مختلف به منظور پشتیبانی از اطلاعات مربوطه می باشد. پشتیبان گرفتن از فایلهای دیجیتالی امری خسته کننده و هزینه بر است. محدودیت دیگر فایلهای دیجیتالی این است که جهت جلوگیری از غیر قابل استفاده شدن یا غیر قابل خوانده شدن آنها لازم است هر چند وقت یکبار اطلاعات را توسط ذخیره سازی مجدد منتقل کرد.

## دقت تصاویر سفالومتری دیجیتال

شاید مهمترین فاکتور در ایجاد خطا در تعیین لندمارک‌ها به کیفیت تصویر وابسته باشد. علی‌رغم تجربه عمل کننده و تعریف دقیق لندمارک انتخاب شده و یا مناسب بودن محیط جهت تعیین موقعیت آنها، کیفیت پایین تصویر باعث می‌شود که نتوان به طور دقیق موقعیت لندمارک‌ها را مشخص کرد. سفالومتری دیجیتال، باعث بهبود کیفیت تصویر رادیوگرافی می‌شود، بنابراین مقدار خطا در تعیین موقعیت لندمارک‌ها را کاهش می‌دهد.

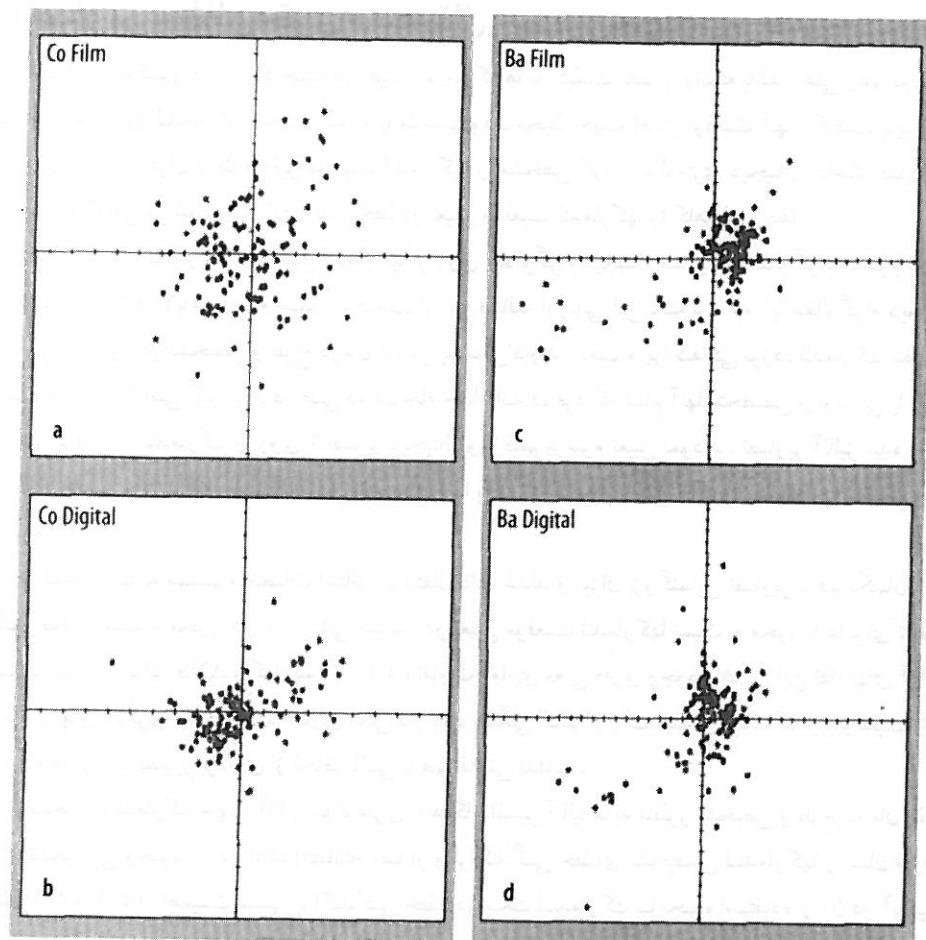
مطالعه‌ای به منظور مقایسه تعیین لندمارک‌ها بر روی سفالوگرام دیجیتال مستقیم و سفالوگرام مرسوم در بخش ارتودنسی دانشگاه آلاما انجام شد.<sup>۳۳</sup> هدف از این مطالعه ارزیابی این نکته بود که آیا سفالوگرام دیجیتالی و سفالوگرام مرسوم در تشخیص و طرح درمان ارزش یکسانی دارند. دقیق و پراکنده‌گی نوزده لندمارک سفالومتری در این تحقیق ارزیابی گردید. در طی دو مرحله جداگانه ده فرد که تمام آنها متخصص ارتودنسی یا رزیدنت ارتودنسی بودند ۱۹ لندمارک را روی ۶ تصویر دیجیتال و ۶ فیلم مرسوم تعیین نمودند. تصاویر آنالیز شده در رابطه با بیماران بالغی بودند که سفالوگرام قبل از درمان آنها به روش مرسوم و پس از درمان به روش دیجیتالی مستقیم تهیه شده بود.

این لندمارک‌ها به سیستم مختصات استاندارد انتقال داده شدند و میزان بزرگنمایی تصاویر با هم یکسان شدند و به طور مجزا نسبت به محور X و Y ارزیابی شدند. در تعیین موقعیت لندمارک‌ها نسبت به محور X ها برای نقطه A و نسبت به محور Y برای ANS و کنڈیلیون (CO) تفاوت آماری معنی داری وجود داشت. این تفاوت‌های آماری به همراه تفاوت‌های دیگری که از لحاظ آماری معنی دار نبود همگی کمتر از یک میلیمتر بودند که این واقعیت را نشان می‌داد که دو روش تصویربرداری از لحاظ بالینی با هم تفاوتی نداشتند.

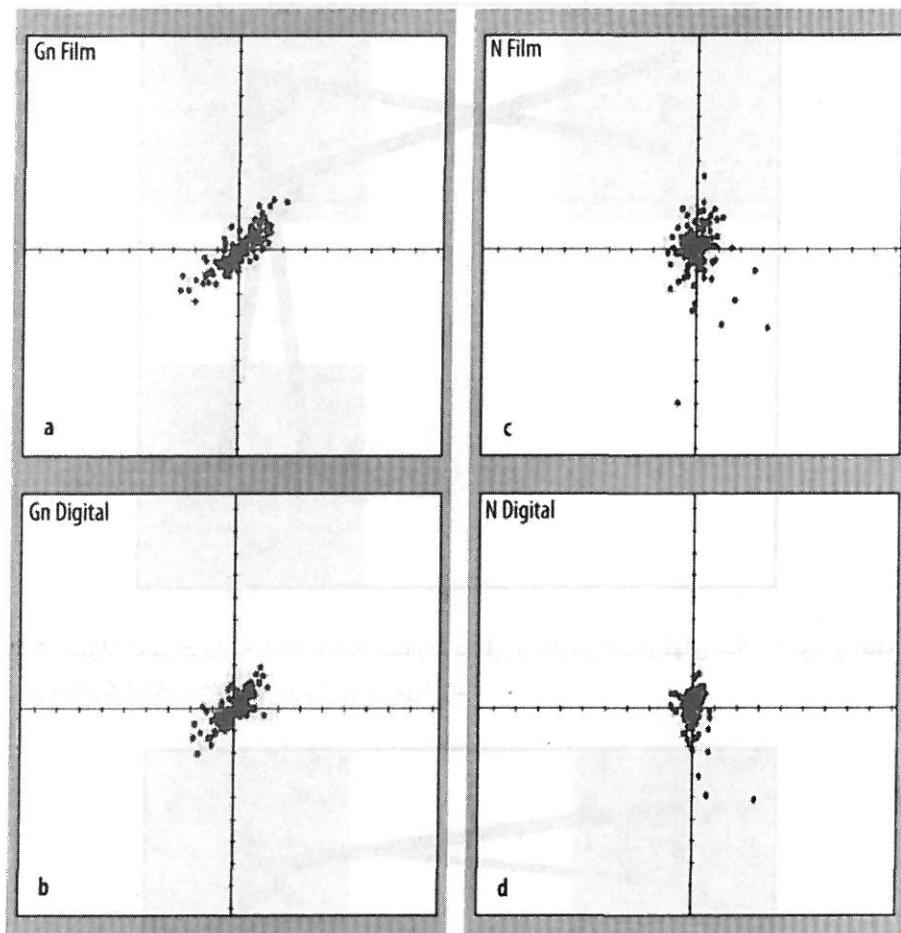
در انتخاب لندمارک جهت آنالیز سفالومتری یا هنگام تفسیر آنالیزها به منظور تشخیص و طرح درمان مقداری خطای تشخیصی وجود دارد. scattergram مقدار و پراکنده‌گی خطای تشخیصی لندمارک‌ها را نشان می‌دهد (اشکال ۱-۵ و ۲-۵). اهمیت نسبی پراکنده‌گی خطای در یک لندمارک با نحوه استفاده از آن در آنالیزهای سفالومتری مختلف مشخص می‌گردد. اگر لندمارکی برای تعیین مقدار نا亨جری فکین در بعد افقی مثل ANB، SNA و SNB استفاده شود، خطای در تعیین موقعیت نقاط A و B نسبت به محور افقی از خطای در تعیین لندمارک‌های فوق در رابطه با محور عمودی اهمیت بیشتری دارد. هر تغییری در موقعیت افقی نقاط A و B باعث تغییر زیادی در زاویه SNA (شکل ۳-۵)، SNB (شکل ۴-۵) و ANB می‌گردد. علاوه بر این خطای در تعیین نقطه sella در امتداد محور عمودی بیش از خطای در امتداد محور افقی اهمیت دارد.

اهمیت نسبی خطای در رابطه با هر لندمارکی به نحوه استفاده از آن لندمارک ارتباط دارد. از آنجاییکه لندمارک‌های سفالومتری برای محاسبات خطی و زاویه‌ای به کار برده می‌شوند، خطای در موقعیت لندمارک در تمام جهات با اهمیت است. مقدار و پراکنده‌گی خطای در تعیین موقعیت یک لندمارک پر اهمیت است زیرا می‌تواند بر روی تشخیص و طرح درمان اثر بگذارد.

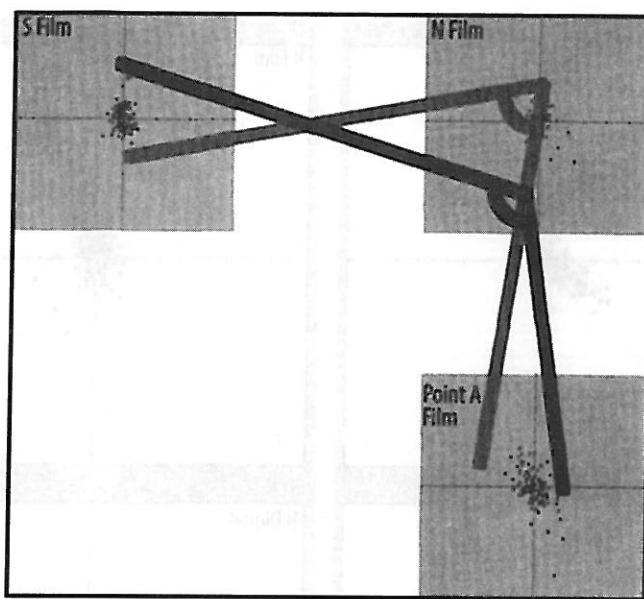
تحقیق دانشگاه آلاما نشان داد که وجود دقت و قابلیت تکرار (و یا عدم این دو مورد) در تعیین موقعیت لندمارک‌ها با کمک تصویربرداری دیجیتال مستقیم و فیلم‌های سفالوگرام جانبی مشابه است.



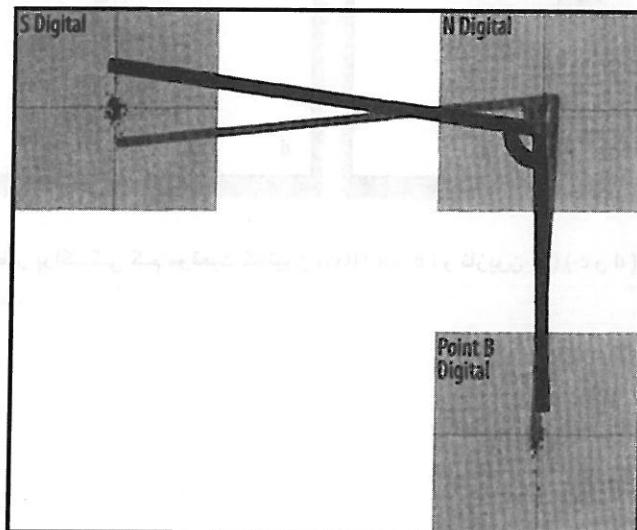
شکل ۵-۱ scattergram مشکل بودن تعیین لندرمارکهای جمجمه و صورت را در سفالوگرامهای بر پایه فیلم (بالا) و دیجیتال (پایین) را نشان می‌دهد. به پراکندگی زیاد لندرمارکهای کندیلیون (CO) (a و b) و بازیون (Ba) (c و d) توجه نمائید.



شکل ۵-۲ به خاطر پراکندگی کم موقعیت گناتدون (Gn) (a و b) و نازیون (N) (c و d)، احتمالاً این لندهارکها دقیق‌تر تعیین می‌شوند.



شکل ۵-۳ میزان تغییرات زاویه SNA با کمک محدوده داخلی و خارجی لندمارکهای سلا، نازیون و نقطه A وقتی که بر روی سفالوگرامهای جانبی مرسوم ارزیابی می شوند.



شکل ۵-۴ میزان تغییرات زاویه SNB با کمک محدوده داخلی و خارجی لندمارکهای سلا، نازیون و نقطه B وقتی که بر روی سفالوگرامهای جانبی دیجیتال ارزیابی می شوند.

## نتیجه‌گیری

رادیوگرافی دیجیتال نسبت به رادیوگرافی فیلمی مزایایی دارد که شامل کاهش میزان اشعه تاییده شده به بیمار، داشتن تصویر فوری، حذف تاریکخانه و صرفه جویی در زمان و هزینه، ذخیره سازی و جابجایی آسان، سهولت مشاوره با متخصصین دیگر و توانایی برای بهبود تصاویر به منظور رسیدن به نیازهای خاص می‌باشد. این مزایا به علاوه کارآیی دستگاههای دیجیتالی که مشابه دستگاههای رادیوگرافی فیلمی می‌باشد، می‌توانند در انتخاب یک روش استاندارد برای سفالومتری در آینده کمک زیادی بنمایند.

## References

1. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S. Digital imaging of cephalometric radiology. Part I: Advantages and limitation of digital imaging. *Angle Orthod* 1996;66:37–42.
2. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT. Digital imaging of cephalometric radiographs. Part 2: Image quality. *Angle Orthod* 1996;66:43–50.
3. Ludlow JB, Abreu M Jr. Performance of film, desktop monitor and laptop displays in caries detection. *Dentomaxillofac Radiol* 1999;28:26–30.
4. Sonoda M, Takano M, Miyahara J, Kato H. Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence. *Radiology* 1983;148:833–838.
5. Kogutt MS, Jones JP, Perkins DD. Low-dose digital computed radiography in pediatric chest imaging. *Am J Roentgenol* 1988; 151:775–779.
6. Farman TT, Farman AG. Temporomandibular joint pantomography using charged-coupled device, photostimulable phosphor, and film receptors: A comparison. *J Digit Imaging* 1999;12:9–13.
7. Farman AG, Farman TT. A comparison of image characteristics and convenience in panoramic radiography using charge-coupled device, storage phosphor, and film receptors. *J Digit Imaging* 2001;14(2 suppl 1):48–51.
8. Naslund EB, Kruger M, Peterson A, Hansen K. Analysis of low-dose digital lateral cephalometric radiographs. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:136–139.
9. Seki K, Okano T. Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor imaging system. *Dentomaxillofac Radiol* 1993;22:127–130.
10. Sagner T, Storr I, Benz C, Rudzki-Janson I. Diagnostic image quality in comparison of conventional and digital cephalometric radiographs [abstract 27]. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27.
11. Farman TT, Farman AG, Kelly MS, Firriolo FJ, Yancey JM, Stewart AV. Charge-coupled device panoramic radiography: Effect of beam energy on radiation exposure. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:36–40.
12. Dawood R. Digital radiology—A realistic prospect? *Clin Radiol* 1990;42:6–11.

13. Visser H, Rodig T, Hermann KP. Dose reduction by direct-digital cephalometric radiography. *Angle Orthod* 2001;71:159–163.
14. Parks ET, Williamson GF. Digital radiography: An overview. *J Contemp Dent Pract* 2002;3:23–39.
15. Davis DN, MacKay F. Reliability of cephalometric analysis using manual and interactive computer methods. *Br J Orthod* 1991; 18:105–109.
16. Jackson PH, Dickson GC, Birnie DJ. Digital image processing of cephalometric radiographs: A preliminary report. *Br J Orthod* 1985;12:122–132.
17. Lodwick GS, Taaffe JL. Radiology systems of the nineties: Meeting the challenge of change. *J Digit Imaging* 1988;1:4–12.
18. Lear J, Manco-Johnson M, Raff U, Anderson G, Robinson D. A megabyte per minute: Ultra-high speed remote image transmission over normal phone lines using ISDN technology. *Radiology* 1988;169:374.
19. Parthasarathy S, Nugent ST, Gregson PG, Fay DF. Automatic landmarking of cephalograms. *Comput Biomed Res* 1989;22:248–269.
20. Davis DN, Taylor CJ. A blackboard architecture for automating cephalometric analysis. *Medl Inform (Lond)* 1991;16:137–149.
21. Liu JK, Chen YT, Cheng KS. Accuracy of computerized automatic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118:535–540.
22. Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM. Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998;113:173–179.
23. McClure SR, Sadowsky PL, Ferreira A, Jacobson A. Reliability of digital versus conventional cephalometric radiology: A comparative evaluation of landmark identification error. *Semin Orthod* 2005;11:98–110.