

تصویربرداری ۳ بعدی سفالومتریکی

هدف از تشخیص و طرح درمان ارتودنسی تعیین خط مشی درمان براساس ارزیابی وضعیت اولیه بیمار می باشد. به طور سنتی روابط آناتومیک از داده‌های ۲ بعدی و ۳ بعدی به دست می آمد امروزه ارزیابی روابط آناتومیک با استفاده از روش های مختلف تصویربرداری ۲ بعدی (مانند عکس، رادیوگرافی، تریسینگ سفالومتری) و آنالیزهای سفالومتریکی هنگامی که با آناتومی ۳ بعدی مقایسه می شوند اطلاعات بسیار کمی را، به وجود می آورند. اطلاعات ۳ بعدی محدود به ارزیابی بالینی بیمار و مطالعه قالبهای گچی می شود. در گذشته Van, Camper, Durer, Broadbent, Pacini, Simon, loon و دیگران از انواع مختلف سیستم های ۲ بعدی و ۳۳ بعدی در به دست آوردن اطلاعات دقیق آناتومیک استفاده کرده اند. (فصل دوم)

آنالیز سه بعدی با معاینه فرم بافتهای نرم صورتی، دندانها و اسکلت شروع می شود. Form را می توان به شکل و اندازه تقسیم کرد: اندازه با ابعاد یک جسم در ارتباط است؛ شکل در ارتباط با کانتور و ساختار است که می تواند حجمی، توپوگرافیک، براساس سطح و غیره باشد. آنالیز شکل فراتر از روابط خطی و زاویه ایی است و یک مطالعه کاملاً مورفومتریکی می باشد.

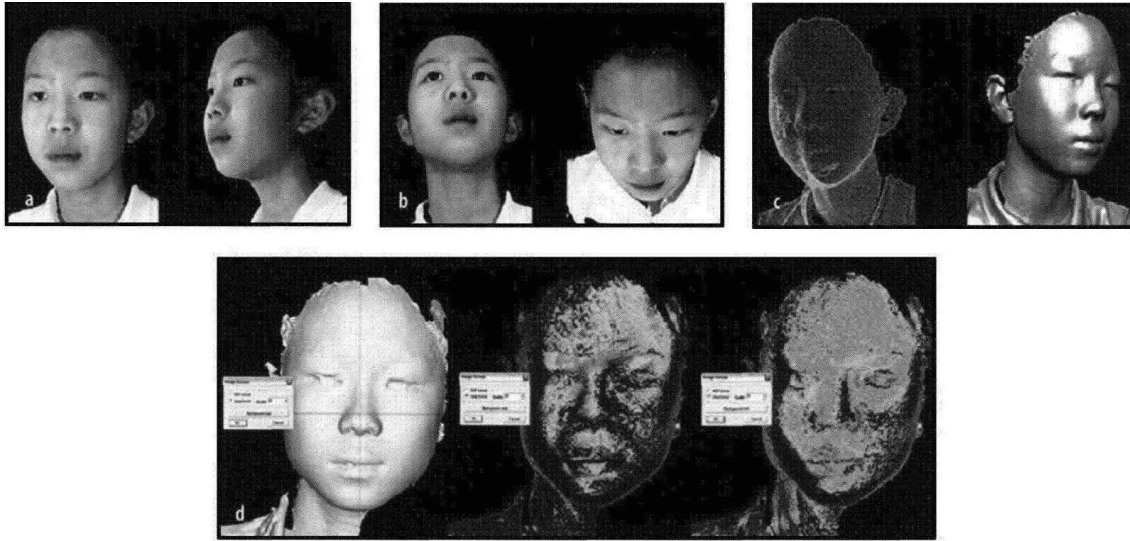
شکل ۱-۲۱ اسکن های ۳ بعدی یک دوقلو به عنوان مثالی از آنالیز مورفومتریکی با استفاده از تکنولوژی ۳ بعدی را نشان می دهد. تفاوت اندازه و شکل آنها با استفاده از یک نرم افزار به نام Morphostudio (3d MD) (ارزیابی شد. اسکن های ۳۳ بعدی سطح صورت دو بیمار توسط مطابقت کردن نواحی همسان بر روی هم قرار داده شدند. سپس تفاوتهای اندازه و شکل توسط رنگهای مختلف نشان داده شدند حتی در دوقلوهایی نیز تفاوتهای قابل توجهی در شکل صورت وجود دارد که در آنالیز دو بعدی مشاهده نمی شود ولی در آنالیز ۳۳ بعدی مشهود است. قابلیت اندازه گیری تفاوتهای بسیار کم در اندازه و شکل به مقدار قابل توجهی قابلیت تشخیص، طرح درمان و آنالیز نتایج را بهبود می بخشد.

علاوه بر آنالیز مورفومتریکی، تصویر برداری ۳ بعدی سفالومتریکی انواع داده های مختلف سه بعدی حجمی و سطحی به دست آمده از اسکلت، دندان ها و بافت های نرم را در هم ادغام می کند. پس این منابع را می توان در یک مدل اختصاصی سه بعدی کامپیوتری از بیمار نمایش داد. (شکل ۲-۲۱)

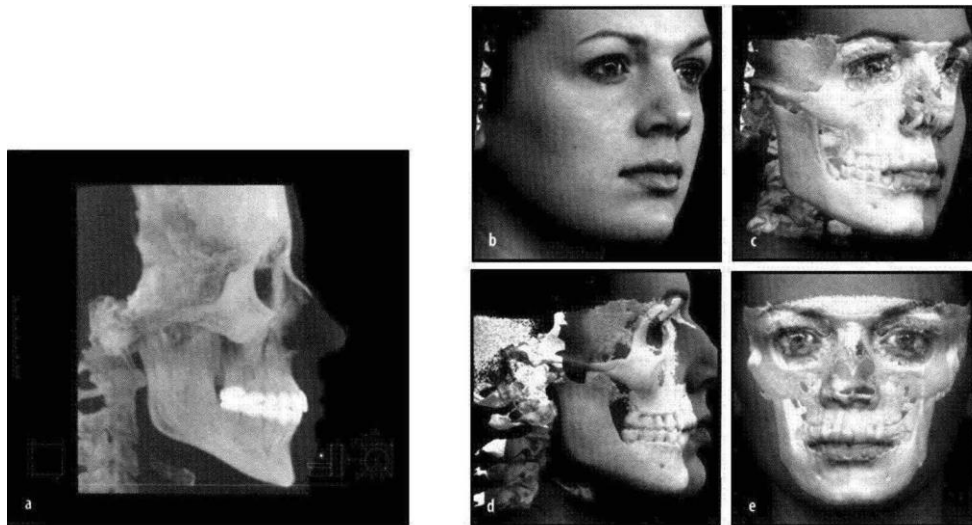
تکنولوژیهای سه بعدی

Scan لیزری :

اسکنرهای لیزری برای تصویربرداری ۳ بعدی از سطح بافت نرم صورت مفید می باشند. زمان اسکن ۲ تا ۲۰ ثانیه می باشد. این تصویر توپوگرافیک را می توان در کامپیوتر مشاهده کرد و می تواند در ۳ بعد آنالیز و یا دستکاری گردد. از آنجاییکه لیزر اطلاعات رنگی را به ما نمی دهد، برخی اسکنرهای لیزری دارای یک دوربین رنگی می باشند که یک تصویر با کیفیت بالا ایجاد می نماید.

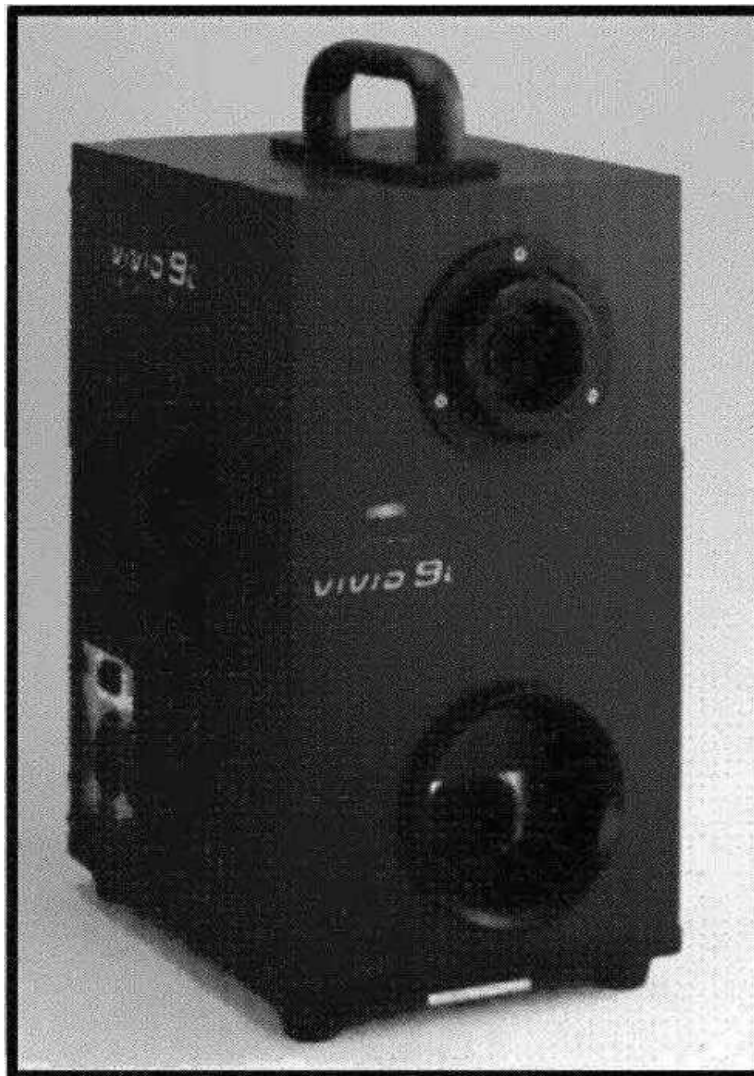


شکل ۲۱-۱: اسکنهای صورتی دوقلوها (a) دوقلو شماره ۱ (b) دوقلو شماره ۲ (c) mesh چند ضلعی ۳ بعدی و نماهای سطحی یکنواخت شده. (d) انطباق ۳ بعدی سطوح صورتی دوقلوها. تفاوت‌های رنگی نشان دهنده تفاوت‌های حجمی و ابعادی بین آنها می باشد.



شکل ۲۱-۲: (a) اسکن سفالومتری جانبی با پرتو مخروطی. (اهدایی IMTEC) (b تا e) انطباق یک اسکن با پرتومخروطی و اسکن ۳ بعدی سطحی صورتی. این مدل ۳ بعدی را می توان چرخاند، و آن را حرکت داد تا اندازه گیری و ارزیابی روابط آناتومیک ۳ بعدی ساده تر شود (تصویربرداری Sciences Int). اسکن های لیزری که از جهات مختلف و در زمانهای متفاوت گرفته شده اند می توانند با یکدیگر ادغام شوند. تصاویری که از پشت و بالای فرد گرفته شده اند یک سر و صورت کامل به شکل ۳ بعدی می سازند. از آنجاییکه

موها نور لیزر را بازتاب نمی کنند کامپیوتر تصویری ناواضح از مو درست می کند هر چند شکل دقیق موها در آنالیز سفالومتریکی ارتودنسی مورد نیاز نمی باشد .



شکل ۳-۲۱ ، دیجیتایزر غیر تماسی سه بعدی Konica-minolta vivid 9i را نشان می دهد که قابلیت گرفتن تصویر صورت انسان از یک جهت در $2/5$ ثانیه را دارد . بیش از $300,000$ نقطه بر روی سطح صورت با رزولوشن به دقت $0.3mm$ براساس اصل لیزری triangulation اندازه گیری می شوند. یک دوربین شارژ همزمان (CCD) وفیلتر رنگی قرمز، سبز، آبی (RGB) رنگ 244 بیتی بر روی محور نوری مشابه می دهد که اجازه بررسی تصویر رنگی به شکل ۳ بعدی را فراهم می سازد.

سوژه توسط سطحی از نور لیزر تابیده شده از منبع اسکن می شود . یک آینه که توسط گالوانومتر چرخانده می شود صفحه نور را بر روی صورت می چرخاند. لیزر توسط سطح صورت بازتاب می شود و یک دوربین CCD هر

خط اسکن شده را می گیرد. هر خط اسکن منعکس شده کانتور صورت را تشکیل می دهد. سپس یک تصویر حقیقی ۳۳ بعدی برای آنالیز و با امکان ایجاد تغییرات در آن ایجاد می شود.

نور بنیادی (Structured light)

نور بنیادی می تواند تصویر دقیق ۳ بعدی ایجاد کند. منبع نور بنیادی دوایری یا شبکه هایی از نور را بر روی صورت فرد می تاباند. یک دوربین دیجیتال نور بازتاب شده را به شکل اطلاعات ۳ بعدی ثبت می کند. معمولاً، سیستم براساس شکل تابش نور ارزیابی می شود؛ دو دوربین و پروژکتور و یا تعداد بیشتری را می توان برای گرفتن تصاویر متوالی از زوایای مختلف استفاده کرد. تداخل شکلها اجازه گرفتن تصویر به شکل همزمان را نمی دهد تصاویر پشت سرهم به عنوان یک ترکیب ۳ بعدی ثبت می شود و تصویر ۳ بعدی ساخته می شود.

Stereophotogrammetry :

بیش از ۵۰ سال است که از Stereophotogrammetry در تصویربرداری کرانیوفاسیال استفاده می شود. دو یا چهار دوربین استفاده می شوند تا یک جفت تصویر برجسته از سطح توپوگرافیک صورت بیمار تهیه شود (شکل ۴a-۲۱). پس از انجام الگوریتم های بسیار پیچیده محاسبه هندسی برای موقعیت یابی، با توجه به موقعیت حسگرهای دوربین انجام می شود مختصاتهای X-Y-Z اساس مدل ۳۳ بعدی را تشکیل می دهند که به عنوان mesh، چند ضلعی، point cloud، یا داده های (CAD/CAM) نشان داده می شود. این مفهوم برای اساس می باشد که مغز چیزی که چشمها می بینند را به عنوان درک عمقی تلقی می کند (دید دو چشمی

(Binocular vision)

سیستم های photogrammetric طراحی شده توسط 3d MD به شکل ویژه برای تصویربرداری شکل انسان به صورت ۳ بعدی طراحی شده اند (شکل ۴B-۲۱) زمان تصویربرداری کمتر از ۲ هزارم ثانیه خطاهای ناشی از حرکت بیمار را به حداقل می رساند. سپس داده ها پس از انجام فرایندی برای ساخت یک تصویر دقیق ۳ بعدی سطحی استفاده می شوند.

بر خلاف تکنولوژی structured light، سیستم های Stereophotogrammetric یک الگوی تصادفی ترکیبی را از synchronized stereo view عبور می دهند. و با انتخاب نقاط خاص به صورت ریاضی یک تصویر هندسی ۳۳ بعدی به دست می آید.

مدل ۳ بعدی ساخته شده شامل ۴۵۰۰۰ تا ۹۰۰۰۰ چند ضلعی در هر مجموعه داده خواهد بود. سپس دادهای رنگی ۲۴ بیتی بر روی مدل ۳ بعدی قرار داده می شود. اینکار جزئیات دقیق رنگی صورت همراه با مش چند ضلعی دقیق و پیوسته از هندسه صورت را به وجود می آورد.

آنالیز کردن تصویر سطحی :

اسکن های صورت اندازه گیری کمی صورت را امکان پذیر می سازند. از آنجاییکه هر نقطه به روی صورت را می توان در سه پلان فضایی مشخص کرد، فواصل بین این نقاط و زوایای بین پلان ها را می توان به آسانی و به دقت محاسبه کرد. همچنین می توان یک آنالیز صورتی ۳ بعدی از لندمارکهای قابل تشخیص صورت تهیه کرد. حجم را می توان توصیف کرد و تغییرات حجمی قبل و بعد از درمان ارتودنسی را می توان اندازه گیری کرد.

یک شکل مجازی ۳ بعدی ساخته می شود و می توان از آن برای برقراری ارتباط با همکاران، جراحان و حتی بیماران در ارتباط با تغییرات احتمالی ساختاری صورت استفاده کرد و همچنین تصویر گرفته شده را می توان بر روی یک اسکن سه بعدی توموگرافی حجمی با اشعه مخروطی (CBVT) منطبق کرد تا بتوان تصویر بهتری از بافت نرم ترسیم شده بر روی بافت سخت به دست آورد.

تصویربرداری رزونانس مغناطیسی و اسکن سطحی : (MRI)

پیشرفتهای اخیر در تکنولوژی دیجیتال در حال بهبود میباشد و همچنان کیفیت تصاویر مجازی بیماران برای تشخیص و طرح درمان را بهبود می بخشد. تصویر برداری دقیق با وضوح بالا توسط magnetic resonance imaging (MRI) و اسکنهای سطح، شکل های ۳ بعدی دقیقی از صورت برای اندازه گیری و آنالیز تهیه می کنند. از آنجاییکه MRI، روش غیر تهاجمی می باشد. جایگزین بسیار مناسبی برای تصویر برداری سفالومتریک می باشد. از MRI معمولاً برای به تصویر کشیدن بافتهای نرم استفاده می شود و تصویر فوق العاده ایی از TMJ می دهد.

Takacs و همکاران ابزاری را برای تهیه مدل از صورت و ارزیابی طرح درمان قبل از جراحی معرفی کردند. داده های MRI به همراه یک اسکن صورتی استفاده میشوند تا یک مدل مشابه فتوگرافی ۳ بعدی از سر بیمار تهیه کند و تاثیرات درمان را در یک فضای مجازی شبیه سازی کند.

Cevdanes و همکاران از MRI با رزولوشن ایزوتروپیک voxel یک میلیمتری استفاده کردند تا رشد، و نمو و تاثیرات درمانی یک بیمار را در طول درمان ارتودنسی مطالعه کنند. از تغییر شکل هندسی لندمارکهای سه بعدی اسکلتی برای ارزیابی رشد و تغییرات درمانی از زمان شروع تا پایان یک دوره درمانی ۱۸ ماهه استفاده شد. لندمارکها بر روی آناتومی کرانیوفاسیال مربوط به رشد فک پایین (مانند حفره میانی جمجمه و بخش خلفی نازوماگزیلاری دو طرف) قرار داده می شدند. این کار اجازه مشاهده تمام داده های حجمی به شکل سه بعدی را می دهد که این کار با رادیوگرافی امکان پذیر نیست.

توموگرافی کامپیوتری (Computerized Tomography) :

تصویربرداری توموگرافی کامپیوتری (CT) که به اسم اسکن (computerized axial Tomography) CAT نیز شناخته می شود برای اولین بار در سال ۱۹۷۰ برای تصویربرداری بافت های سخت و نرم استفاده شد. این تکنیک از یک کامپیوتر دیجیتال با یک دستگاه چرخشی مولد اشعه X با دز بالا برای تولید تصاویر از مقاطع

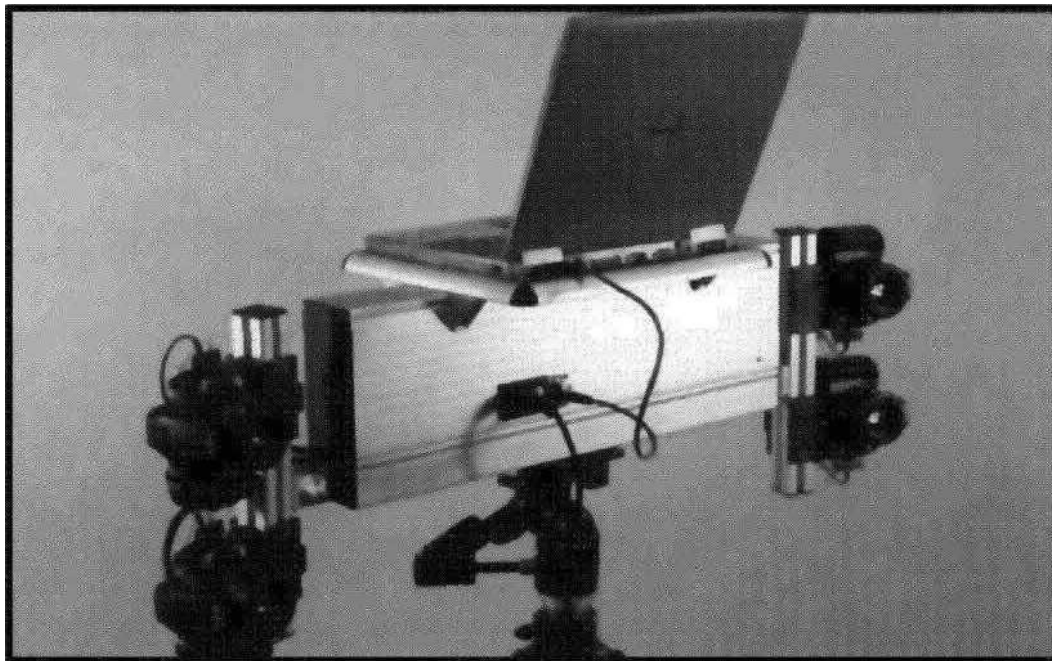
مختلف بدن مانند ریه ها، کبد، کلیه ها، پانکراس، لگن خاصره، ستون فقرات پایینی و رگهای خونی استفاده می شود. در دندان پزشکی عموماً از آن در مشاهده وضعیت ۳ بعدی استخوان فک بالا و فک پایین برای implant و معاینه TMJ استفاده می شود. اسکن CT تصویر واضحی از لایه های بافت نرم با هر قطری می دهد. یک برش $1 \times 1 \text{ mm}$ معمولاً برای استفاده در ارتودنسی کافی می باشد. این لایه ها را می توان با هم ترکیب کرد تا در مطالعه وسیع ۳ بعدی استفاده شوند.

اسکن CT جای رادیوگرافی مبتنی بر فیلم را برای استفاده استاندارد در تحقیقات و معاینات بالینی بافت سخت دهانی گرفته است. یک سری از تصاویر در کنار هم قرار می گیرند تا تصویر دقیق ۳ بعدی برای آنالیز و معاینه به دست آید.

به علت قیمت زیاد ماشینهای CT و تابش نسبتاً زیاد اشعه، از CBVT برای آنالیز سفالومتری ارتودنسی، تشخیص و طرح درمان استفاده می شود.

توموگرافی کامپیوتری با پرتومخروطی (Cone-beam computerized tomography):

تکنولوژیهای جدید موجود می توانند تصاویر ۳ بعدی و برش مقطعی دقیقی با استفاده از cone-beam computerized tomography (CBCT) و عکسبرداری ۳ بعدی سطح صورت تهیه کنند. ادغام دقیق این تکنولوژیهای ۳ بعدی (CBT و تصویربرداری سطح صورت) (شکل ۲-۲۱) به ارتودنسیست اجازه می دهد به سرعت و به دقت مدل‌های ۳۳ بعدی کامپیوتری تولید کند که می توان از آنها در تشخیص، طرح درمان، و ارزیابی استفاده کرد (برای مشاهده نمونه های تصویری به CD-ROM مراجعه کنید)



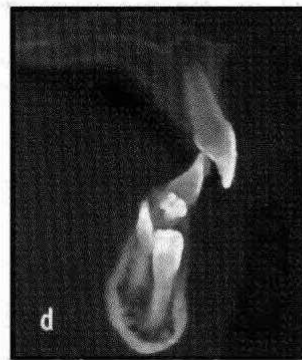
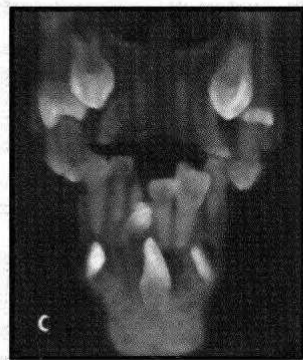
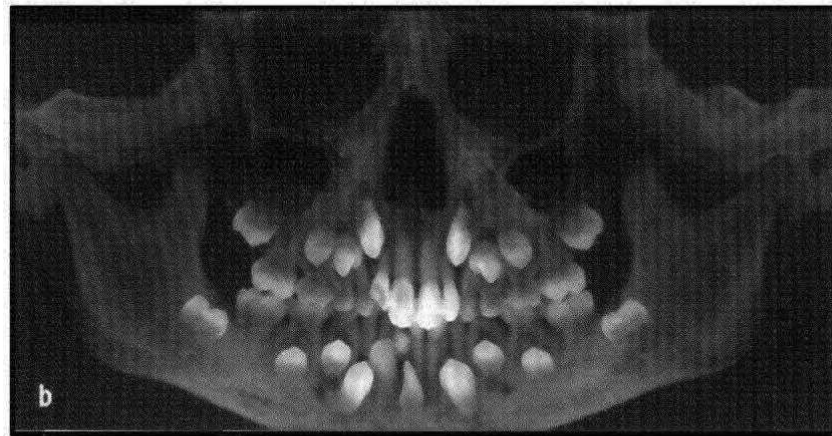
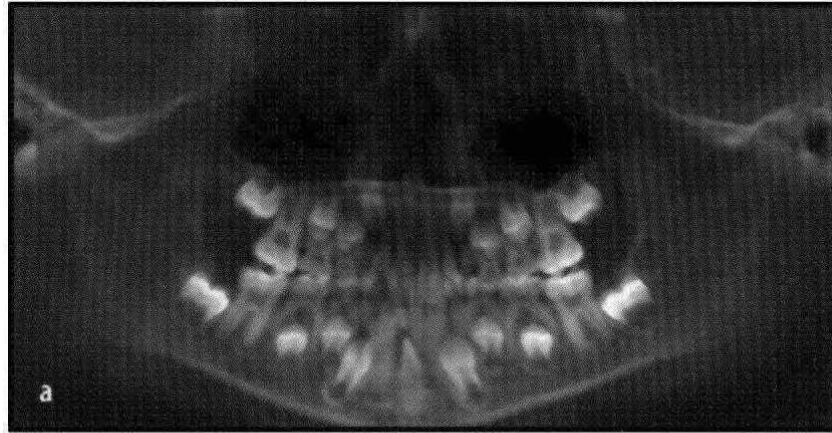
شکل ۴-۲۱ a: دوربین های دیجیتال سه بعدی استریو فتوگرامتری Dolphin imaging که برای گرفتن تصاویر صورت و کرانیوفاسیال به صورت ۳ بعدی به کار می رود.



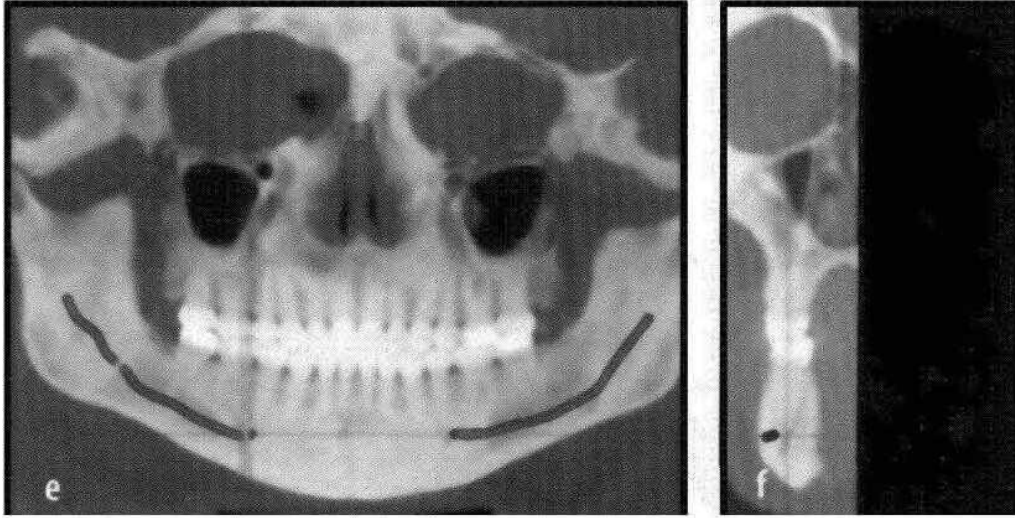
شکل ۴-۲۱ b: سیستم 3d MD face با استفاده از شش دوربین دیجیتال 3d MD. CBCT یا توموگرافی حجمی با پرتومخروطی (CBVT) نوعی CT است که از گیرنده های متفاوت و روش ایجاد تصویر متفاوتی با CT استفاده می کند. CT معمولی با پرتومبتاعد، بیمار را به صورت مجموعه ای از برش های اگزیکال مشابه یک بادبزن به تصویر می کشد. این تصاویر که در زمانهای مختلف ایجاد شده اند. به گونه ای با هم ترکیب می شوند که یک حجم سه بعدی ایجاد کنند یا تصویری از همان مقاطع عرضی ایجاد نمایند. در تابش CT معمولی با پرتو مبتاعد بسیار بالاتر از توموگرافی با پرتومخروطی^۴ می باشد.

منبع CBCT یک لوله آندی ثابت با انرژی پایین می باشد که اشعه X مخروطی شکل به تشدید کننده ها و حس گرها می تابد تا تصویر به دست آید. CBVT از پرتو مخروطی شکل با چرخش ۳۶۰ درجه استفاده می کند. این روش زمان اسکن را به ۱۰ تا ۴۰ ثانیه و مقداری پرتودهی را به $50 \mu\text{Sv}$ می رساند که در حدود ۱/۱۰ اسکن CT می باشد. مقدار پرتو جذب شده توسط یک تصویر کامل CBVT از ناحیه ماگزیلو فاسیال برابر با رادیوگرافی پری اپیکال full-mouth می باشد.

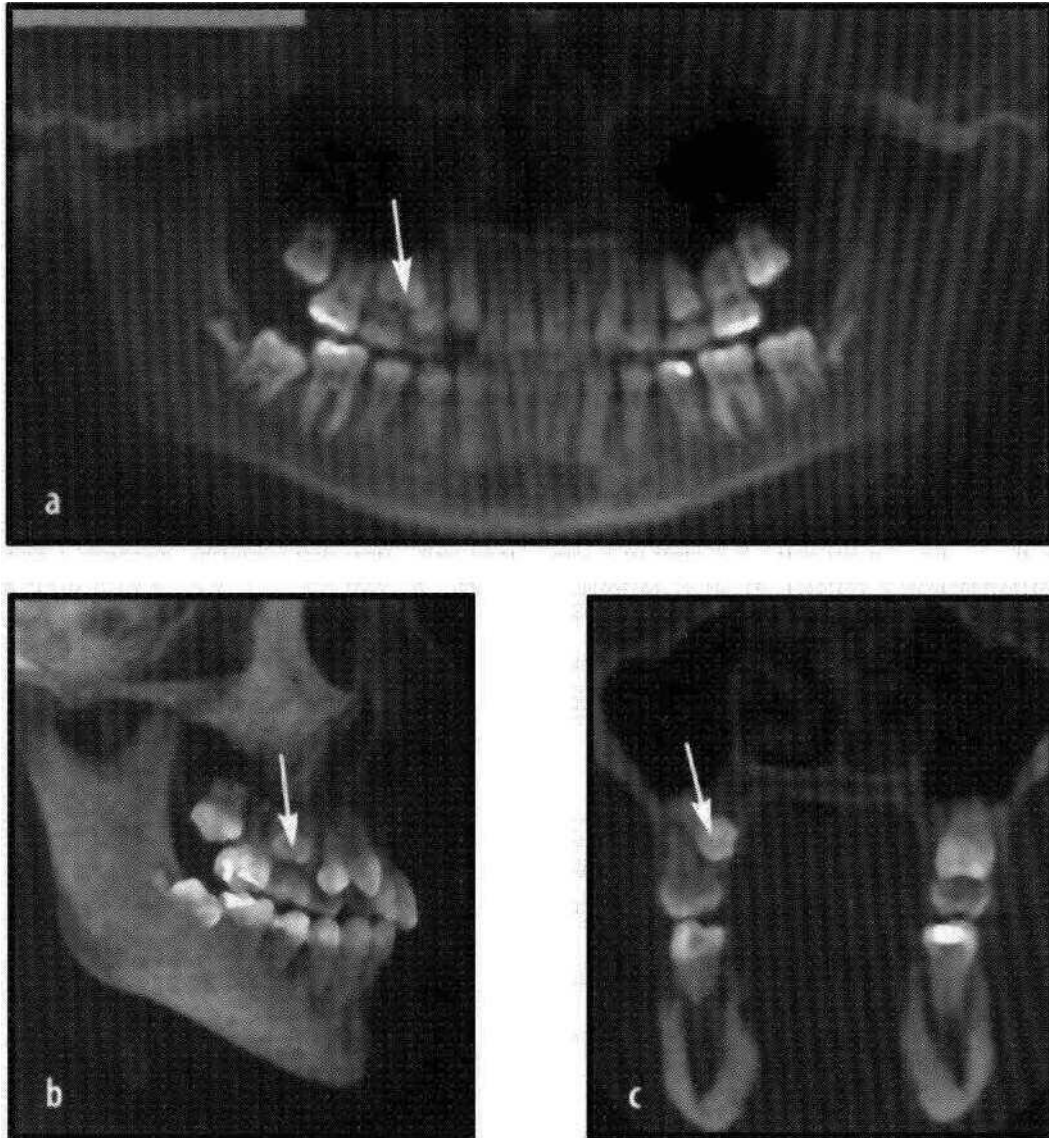
اندازه voxel در CBCT بین ۰/۱ تا ۰/۴ میلی متر در صفحه های X و Y و Z می باشد. تصویر خروجی را می توان به صفحه های مختلف برش داد (اگزیکال ، کروئال ، ساژیتال) و یا اینکه به صورت یک حجم کلی ۳ بعدی مشاهده کرد (شکل ۲-۲۱) هر بخش آناتومی می تواند به دقت اندازه گیری شود. آناتومی واقعی بیمار می تواند به دقت آنالیز گردد. (شکل های ۵-۲۱ و ۶-۲۱۱) (برای نمونه های تصویری به CD مراجعه کنید)



شکل ۵-۲۱ (a تا d) : برش یک صفحه از اسکن ۳ بعدی ، برای دیدن یک نمای پانورامیک از دندانها در اکلوزن . TMJ مشخص می باشد و می توان اندازه گیری دقیق را انجام داد . دندانهای اضافی را می توان به خوبی در تصویر پانورامیک (c) کروئال (b) و ساژیتال (d) مشاهده کرد.



شکل ۵-۲۱ (e تا f): نماهای لترال و پانورامیک ایجاد شده توسط اسکن با پرتومخروطی که به وضوح عصب فک پایین قابل مشاهده است. (IMTEC).



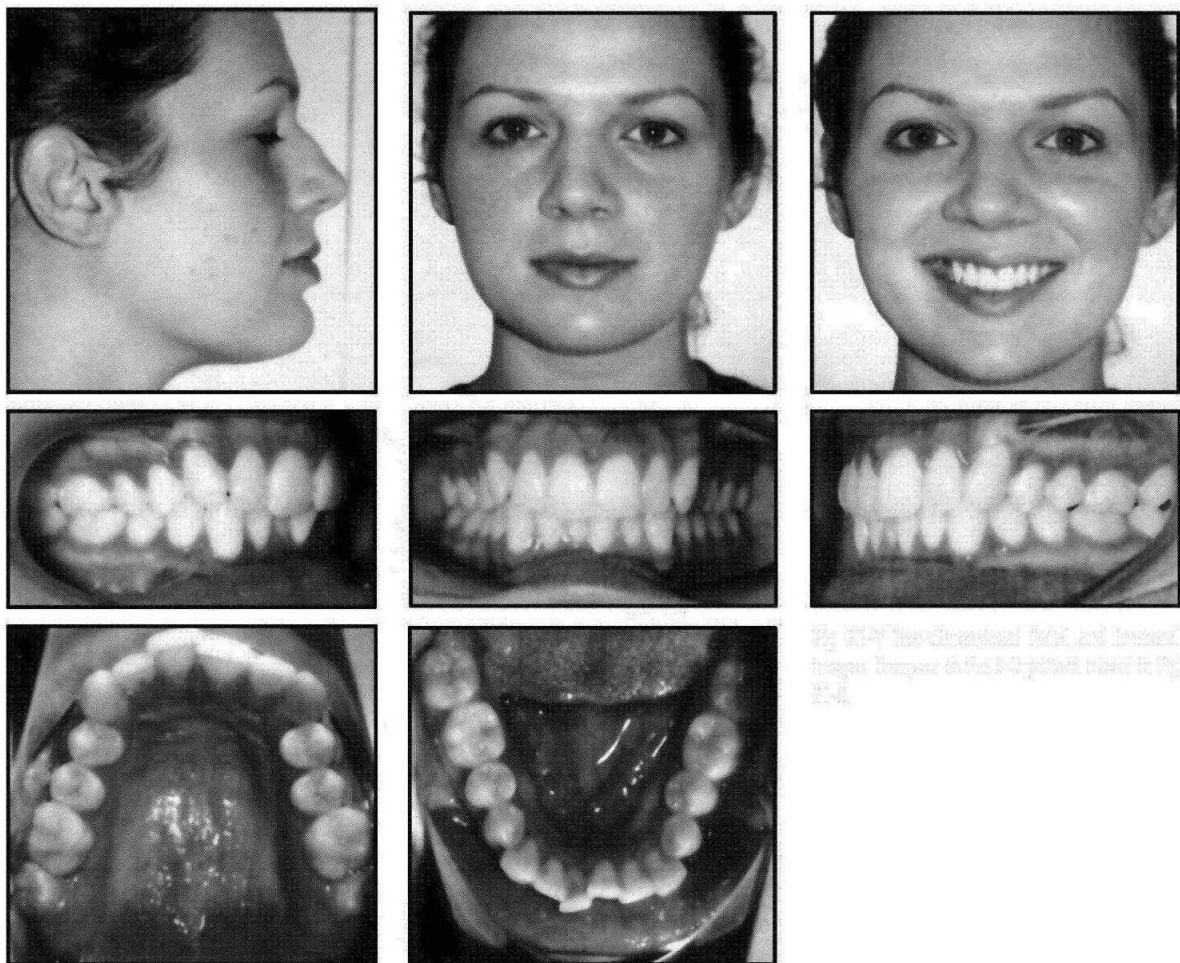
شکل ۶-۲۱ (a تا c) : نمای پانورامیک (a)، لترال (b) و کروئال (c) از یک پره مولر که به شکل غیر طبیعی در آمده است (فلش). تمامی نماها توسط یک اسکن ایجاد شده اند.

معرفی بیمار :

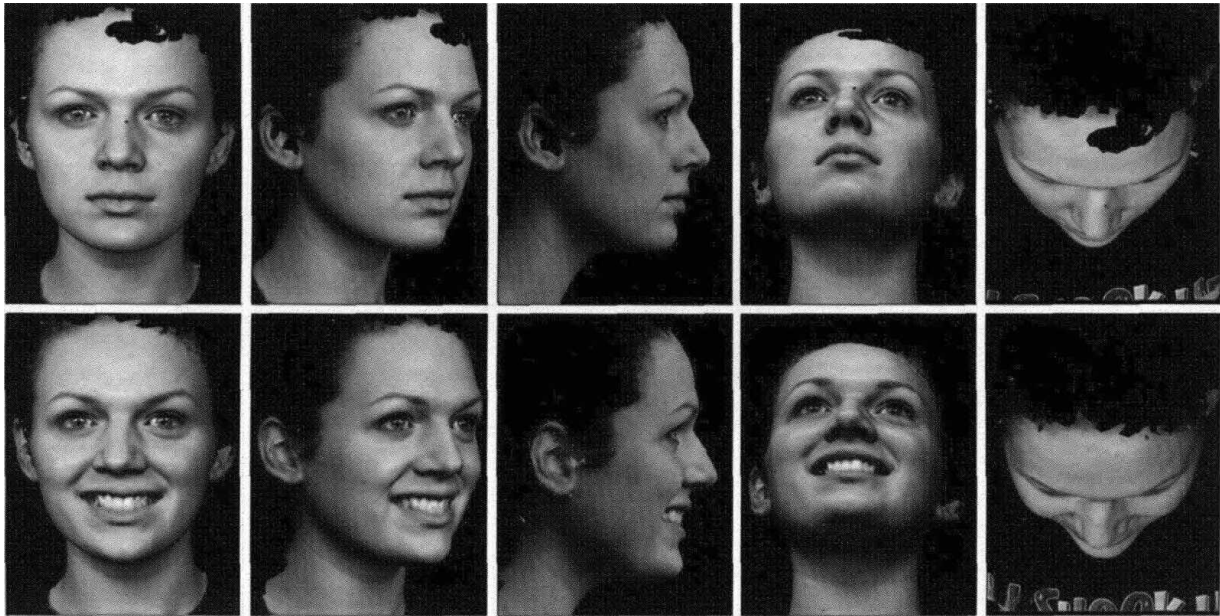
برای نشان دادن این موضوع که چگونه تصویر برداری ۳ بعدی می تواند اطلاعاتی فراهم کند که طرح درمان حاصل از ارزیابی ۲ بعدی را تغییر دهد یک بیمار معرفی می گردد. شکایت اصلی بیمار بدین شکل بود : از لبخندم راضی نیستم و دندانهای کج خود را دوست ندارم از بینی ام خوشم نمی آید. صدای تق تق در مفصل فکم بسیار دردناک است .

فتوگرافهای تمام رخ، نیمرخ و داخل دهانی (شکل ۷-۲۱) نسبت‌های قابل قبول صورتی، تقارن مناسب، یک لبخند با تنگی قوس در سمت راست و کراودینگ به مقدار $7/5\text{mm}$ در فک بالا و $8/2\text{mm}$ در فک پایین را نشان می‌دهد. ارزیابی رکوردهای ۲ بعدی نشان دهنده الگوی اسکلتی class I، رابطه دندانی class II، الگوی براکی فاسیال خفیف می‌باشد و هم چنین شیب ثنایای فک پایین در قدامی ترین محدوده طبیعی خود است. ارزیابی رکوردهای ۳ بعدی نسبت های نرمال صورتی را نشان می‌دهد (شکل ۸-۲۱) (تصویر ۳۳ بعدی را می‌توان به هر زاویه ایی برای آنالیز بر روی نمایشگر چرخاند).

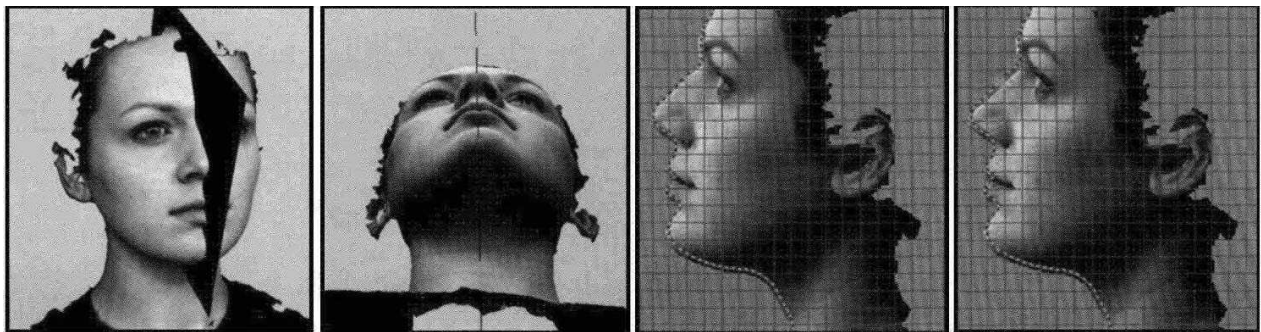
یک عکسبرداری ۳ بعدی تکی نماهای نشان داده شده در شکل ۸-۲۱ را تولید می‌کند و با استفاده از نرم افزار 3d MD چرخانده می‌شود. در نماهای ۴۵ درجه از بالا و پایین هنگامی که لب‌ها در استراحت هستند، انحراف بینی به سمت راست، وجود قوز بینی و ناحیه مالارکوچکتر بر روی ناحیه چپ بیمار قابل مشاهده می‌باشد. این یافته‌ها در رکوردهای دو بعدی قابل مشاهده نمی‌باشند مقدار تنگی قوس فک بالا در ناحیه پره مولر به خوبی در تصاویر ۳ بعدی قابل مشاهده است.



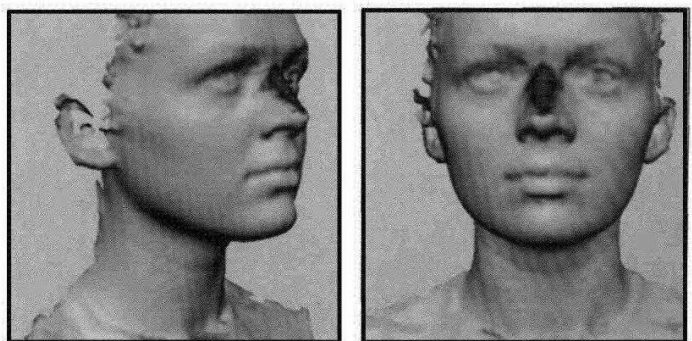
شکل ۷-۲۱: تصاویر صورتی، و داخل دهانی ۲ بعدی را با مدل ۳ بعدی در شکل ۸-۲۱ مقایسه کنید.



شکل ۸-۲۱: مدل ۳ بعدی صورتی



By the above method, the 3D model of the face can be constructed. The 3D model is a digital representation of the face. It is a 3D object that can be rotated and viewed from any angle. The 3D model is a digital representation of the face. It is a 3D object that can be rotated and viewed from any angle.



شکل ۹-۲۱: (بالا) پلان میدسازیتال ساخته شده بر روی صورت ۳ بعدی . به انحراف بینی به سمت راست و ناحیه مالار کوچکتر در سمت چپ دقت کنید . (بالا راست) . قوز بینی بر روی مدل ۳ بعدی در امتداد ناحیه میدسازیتال کاهش یافته است . (راست) مدل‌های ۳ بعدی قبل و بعد بر هم منطبق شده اند و تفاوت سطح‌ها

توسط تغییرات رنگی نشان داده شده اند . مثال یک کاهش ۲ میلی متری در قوز بینی (قرمز) و کاهش ۱ میلی متری در اطراف ناحیه طرفی از پل بینی (آبی) را نشان می دهد .

اسکن ۳ بعدی صورت همچنین می تواند برای ارزیابی تغییرات بافت نرم در اثر کاهش قوز بینی ، malar augmentation ، جنیوپلاستی ، جلوآوردن یا عقب بردن فک پایین ، جلو آوردن یا عقب بردن فک بالا و افزایش یا کاهش بعد عمودی استفاده شود . شکل ۹-۲۱ تغییرات در نتیجه کاهش قوز بینی را نشان می دهد . اسکن اصلی ۳ بعدی صورتی بر روی طرح درمان ۳۳ بعدی برای کاهش قوز بینی ، ثبت شد و تفاوتها ، اندازه گیری و رنگ آمیزی شدند .

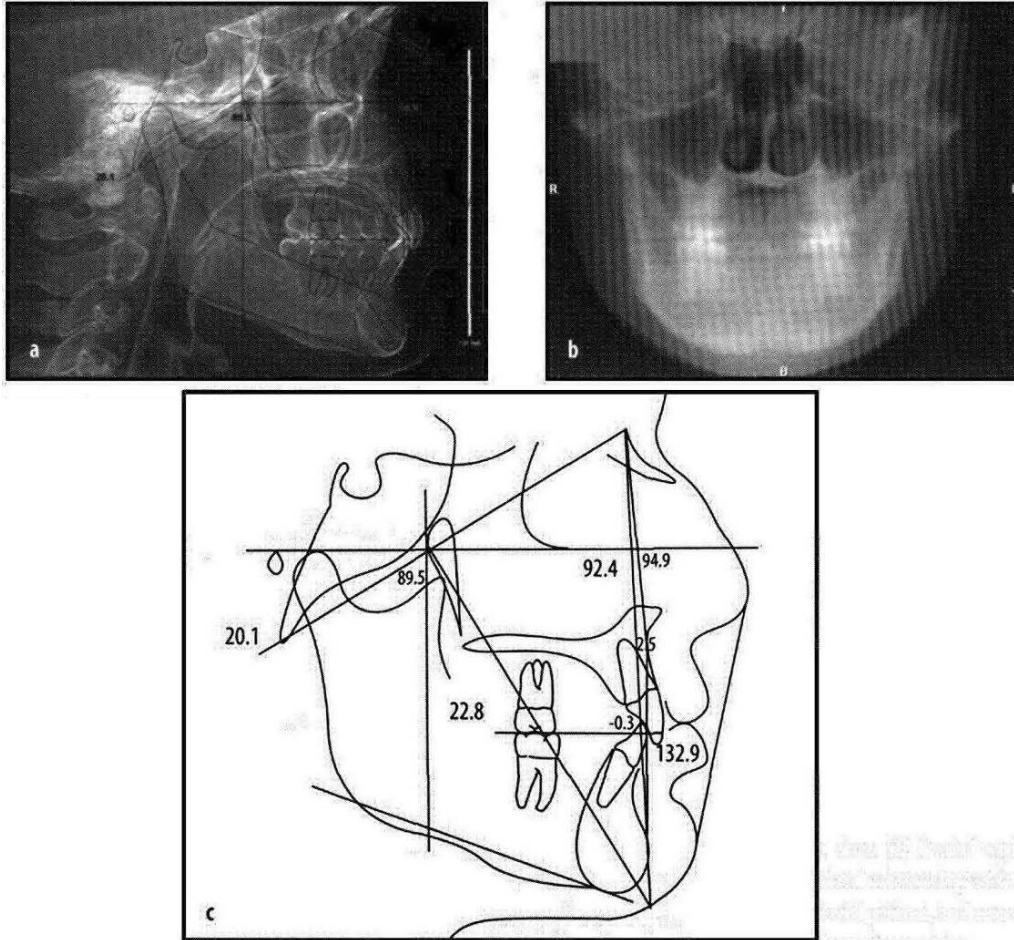
از اسکن ۳ بعدی می توان سفالوگرام جانبی و سفالوگرام قدامی خلفی ایجاد نمود و هرگونه تریسینگ و آنالیز سفالومتریکی را می توان بر روی آن انجام داد (شکل ۱۰-۲۱)

آنالیز طول قوس :

آنالیز طول Arch را همچنین می توان از اسکن های پرتومخروطی به دست آورد . مثال شکل ۱۰-۲۱ تنها به صورت ۲ بعدی در پلان اگزیاال نشان داده شده است . بیشترین عرض مزیدیستال هر دندان از مقطع عرضی اسکن پرتومخروطی اندازه گیری می شود . همچنین می توان با استفاده از لایه های اسکن پرتومخروطی فرم قوس را به دست آورد . نمای پانورامیک بازسازی شده سطحی که در آن دندانها و قوس اندازه گیری شده اند را نشان می دهد (شکل ۵-۲۱)

آنالیز طول قوس (شکل ۱۱-۲۱) و اندازه گیریهای دندان را می توان بر روی بخشهای سطوح ارتوگرافیک پرتومخروطی انجام داد . در اینصورت یک ناهنجاری در طول قوس فک بالا به مقدار ۷/۵mm و در طول قوس فک پایین به مقدار ۸/۰mm وجود خواهد داشت .

بخشهای کروناال در ناحیه پره مولر و مولر اجازه ارزیابی موقعیت های باکولینگوال دندانها را در داخل استخوان آلوئولار می دهد (شکل ۱۲-۲۱) استفاده همزمان از این مقاطع عرضی دید بهتری در مورد نیاز به اکسپنشن و عمودی کردن دندانها و همچنین نیاز به کشیدن دندان یا ایجاد فضا توسط کاستن از سطوح بین دندانی می دهد .

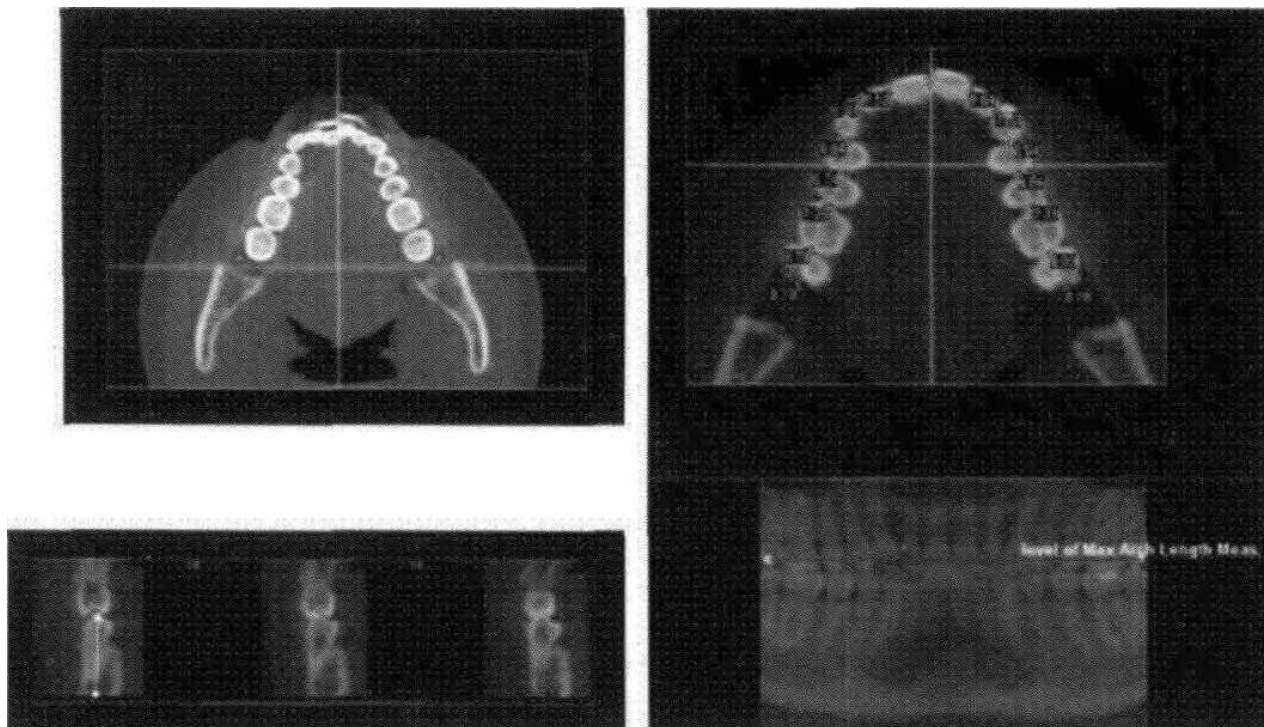


شکل ۱۰-۲۱: نمای سفالومتریکی لترال (b) نمای سفالومتریکی فرونتال (c) آنالیز Ricketts نشان دهنده رابطه اسکلتی کلاس یک و رابطه مولری کلاس دو (نوک به نوک). الگوی براکی فاسیال خفیف و شیب ثنایای پایین در قدامی ترین محدوده طبیعی خود است.

در مقاطع کرونال از ناحیه پره مولر، زاویه لینگوالی تاج دندانها قابل مشاهده است. مجاورت ریشه های باکال با کورتکس لبیالی پره مولرها مشهود است. می توان با تورک باکالی تاج یا لینگوالی ریشه، موقعیت ریشه را در استخوان آلوئول تغییر داد. این عمل باعث عمودی شدن و گسترش اندک تاج پره مولرها می شود و به بهبود تنگی ونیز کوتاهی طول قوس بالا کمک خواهد کرد. تغییرات ۳ بعدی بافت نرم در گونه و لب را نیز می توان از آنالیز اسکن های ۳ بعدی سطحی ارزیابی کرد.

ارزیابی شکل قوس فک بالا از پره مولر دوم راست تا چپ نشان می دهد که با عمودی کردن پره مولرها، طول قوس به مقدار ۴/۳mm افزایش می یابد. همچنین می توان ۳ میلیمتر توسط کاستن از سطوح دندانی به دست آورد که نیاز به کشیدن دندان را از بین می برد. درمان مشابه را می توان در قوس فک پایین انجام داد. setup های تشخیصی نیز می توانند در این آنالیز مفید باشند. سپس با استفاده از داده های ۳ بعدی پرتودهی

مخروطی توسط کامپیوتر می توان سیم را به شکل دلخواه خم کرد. داده های CBVT اولیه می تواند به حالت سه بعدی تبدیل شود (شکل ۱۳-۲۱۱)



شکل ۱۱-۲۱ : آنالیز طول Arch



شکل ۱۲-۲۱ : مقطع عرضی متقاطع از ناحیه مولرها . به موقعیت ریشه های باکالی نسبت به صفحه کورتیکال پره مولرهای فک بالا و تمایل لینگوالی این دندانها دقت کنید . مولرهای فک بالا و فک پایین بر روی قاعده استخوانی به صورت عمودی قرار دارند .

شکل ۱۳-۲۱ : باز سازی ۳ بعدی بر مبنای CBVT .

آنالیز مفصل گیجگاهی فکی :

شکل ۲۱-۱۴a اکست های ماننت شده در اکلوزن مرکزی (CO) و رابطه مرکزی (CR) را نشان می دهد . در این بیمار نا هنجاری قدامی خلفی و عمودی بین CO و CR و تماس زودرس در مولرهای دوم دیده می شود و بررسی دقیق از TMJ برای مطالعه مورد نیاز می باشد . شکل های ۲۱-۱۴b و ۲۱-۱۴c نماهای پرتومخروطی فرونتال و ساژیتال از TMJ را نشان می دهد که نشان دهنده یک کندیل کوچک می باشد . سطوح قدامی خلفی کندیل ها کوچک شده است ؛ کندیل سمت راست علائمی از اسکروزیس ، مسطح شدن و آروزیون

را نشان می دهد در حالیکه سطح کندیل چپ تنها علائم اسکروزیس و مسطح شدن را نشان می دهد . یک کیست استخوانی subcondral در نزدیکی سطح پروگزیمال از کندیل راست قابل مشاهده می باشد . هنگامیکه فک پایین در وضعیت بسته است ، کندیل ها در نواحی خلفی فوقانی از fossae قرار می گیرند و فضاهای مفصلی فوقانی خلفی باریک می باشند . این یافته ها نشان دهنده بیماری degenerative TMJ در TMJ راست و ریمودلینگ تحلیل برنده در TMJ چپ می باشند . فضای باریک شده در هر ۲ فصل احتمال جابجایی دیسک ها در ۲۲ طرف و / یا باریک شدن بافت نرم جدا کننده بخشهای مفصل فوقانی و تحتانی را افزایش می دهد . حتی موارد به ظاهر ساده ارتودنسی مانند این مورد نیاز به مطالعه اساسی دارند ، و تصویربرداری ۳ بعدی دیدی به متخصص می دهد که در گذشته ممکن نبود .

شکل ۱۴-۲۱ a: مدلهای مطالعاتی بیمار نا هنجاری بین اکلوزن مرکزی (بالا چپ) و رابطه مرکزی (بالا راست) را نشان می دهد . تماس زودرس (فلش ها) را می توان بر روی مولرهای دوم راست (پایین) مشاهده کرد .

شکل ۱۴-۲۱ b و c: داده های ۳ بعدی TMJ در همان بیمار نشان دهنده کندیل کوچک با علائم اسکروزیس ، مسطح شدن و آروزیون می باشد . یک کیست استخوانی (فلشها) در نزدیکی کندیل راست مشهود می باشد .

کاربردهای دیگر تصویربرداری ۳ بعدی :

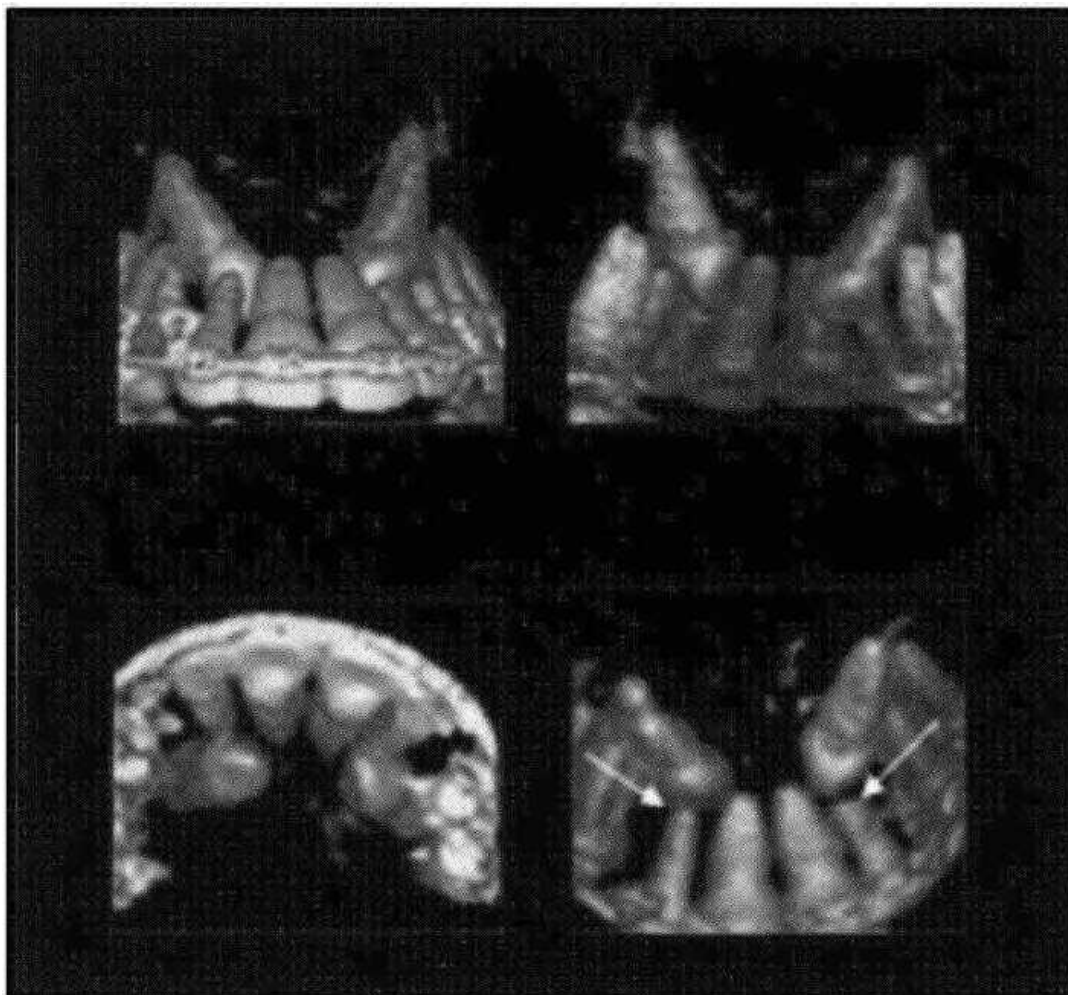
نهفتگی کانین :

تصویربرداری ۳ بعدی بویژه در ارزیابی کانین های نهفته فک بالا مفید می باشد که به متخصص اجازه بررسی اکسپوز کردن با جراحی ، براکت گذاری و جهت مطلوب نیروی ارتودنسی را می دهد (شکل ۱۵-۲۱)
عدم تقارن Asymmetry :

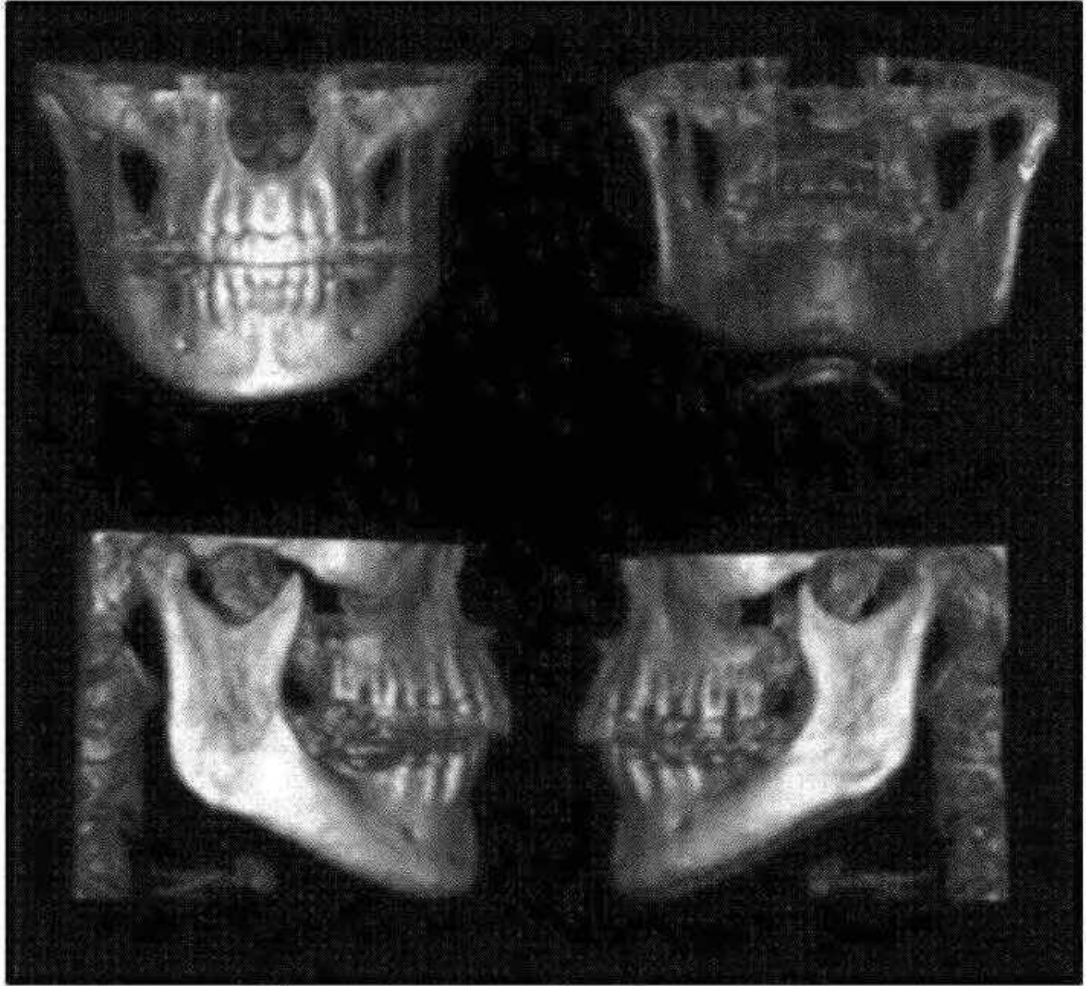
تصویر ۳ بعدی در شکل ۱۶-۲۱ نشان دهنده مقدار عدم تقارن بیمار است. سمت چپ فک پایین (تنه و ریموس) کوچکتر از سمت راست می باشد . این مساله به خوبی در تصویر ۲ بعدی دیده نمی شود و دانستن آن برای تعیین روش درمان حائز اهمیت می باشد .

راه هوایی Airway

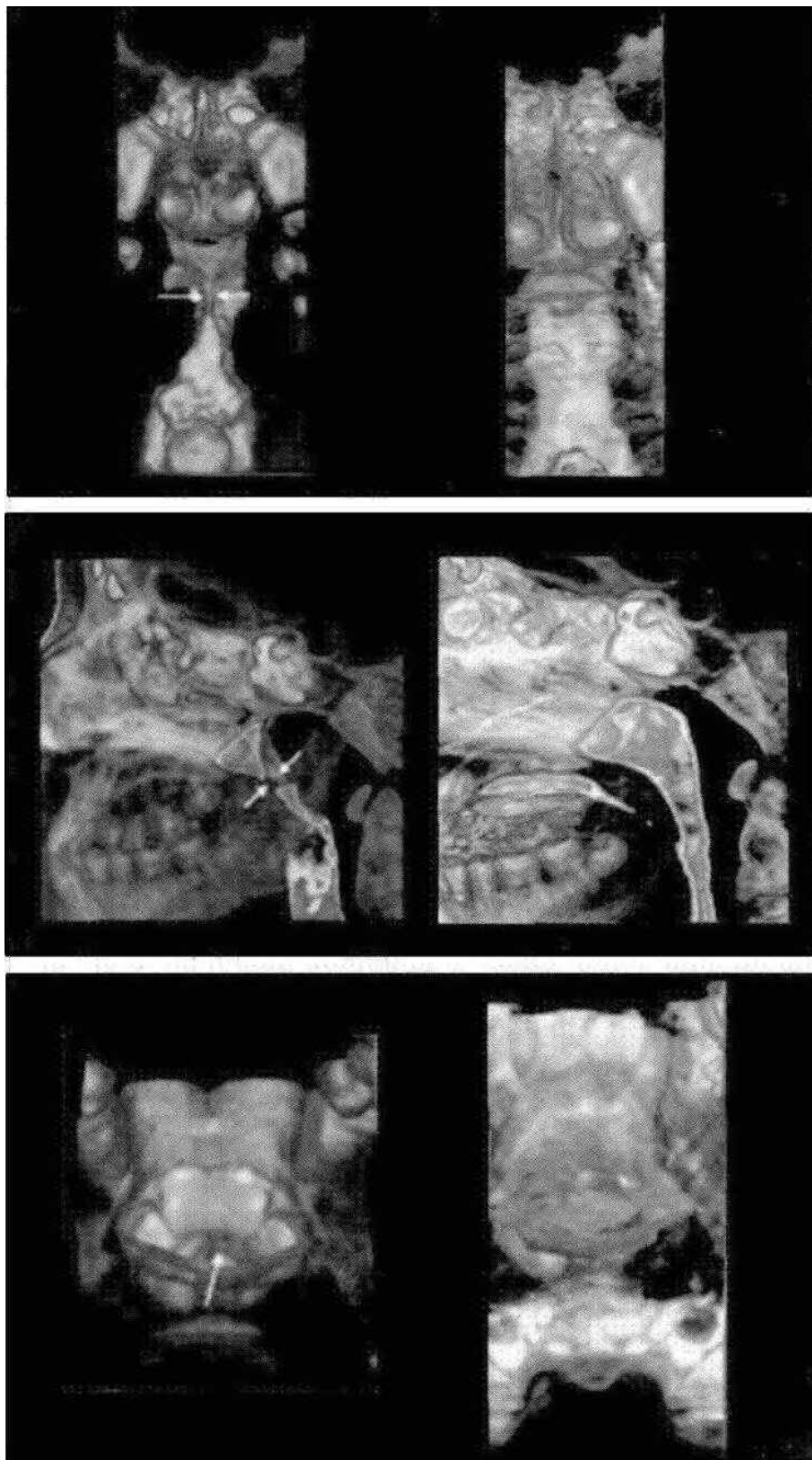
مسیر هوایی را نیز می توان از داده های پرتومخروطی ارزیابی کرد (به CD برای نمونه های ویدئویی مراجعه کنید) شکل ۱۷-۲۱ داده های پرتو مخروطی و (Digital imaging and communications in medicine) Dicom را نشان می دهد که نشان دهنده هجوم بافت آدنوئید و لوزه به راه هوایی می باشد .



شکل ۱۵-۲۱: کانین های نهفته در فک بالا و تحلیل ریشه های ثنایاهای طرفی . از این تصاویر متخصص بهترین محل برای قرار دادن اتچمنت را می تواند انتخاب می کند . پس از اکسپوز کردن حرکت اولیه باید دیستالی و دور از ریشه های ثنایاهای طرفی و قبل از حرکت های اکلوزالی و لیبیالی باشد .



شکل ۱۶-۲۱: مشاهده عدم تقارن توسط اسکن ۳ بعدی



شکل ۱۷-۲۱ : تهاجم آدنوئید و لوزه بر روی مسیر هوایی .

قرارگیری در معرض تشعشع :

با اینکه قرار گرفتن در معرض تشعشع از بالاترین نگرانیهای متخصصین و بیماران است، یک جنبه مهم اما غیر قابل محسوس دیگری در ارتودنسی وجود دارد: که شامل اثر و بازده تشخیصی و درمانی هر پرتو می باشد. این مسائل یک بار دیگر با معرفی CBCT مورد توجه واقع شده اند. دو بخش اساسی در این مطلب وجود دارد : مقایسه های کمی و تعیین میزان خطر به منفعت (risk-benefit).

دز دریافتی موثر (Effective absorbed dose)

به منظور مقایسه کمی پرتو ضروریست با اصلاحات علمی آن و روش تابش سنجی dosimetry آشنا شد. معمولاً این کار بر روی مدل انجام می شود که تشکیل شده است از چیزی شبیه به جمجمه خشک انسان و یک ماده پلاستیکی که نمایانگر بافت نرم است (شکل ۱۸-۲۱) مدل طوری برش داده می شود که بافتهای حیاتی مانند تیروئید ، غده هیپوفیز، مغز استخوان و غدد بزاقی مشخص گردند. دزیمترهای Thermoluminescent ساخته شده از مربعهای فلورایدلیتیوم (به ابعاد تقریبی $4 \times 4 \times 1$ میلیمتر) در محفظه های مربوط به بافت های حیاتی قرار داده می شوند . فوتون های اشعه \times توسط کریستال های فلوراید لیتیوم جذب می شوند و فوتون های جذب شده هنگامیکه گرم می شوند در درجه حرارت خاصی نوری از خود ساطع می کنند که

توسط spectrophotometer بر حسب microgray (μGy) اندازه گیری می شوند که مقدار میانگین اشعه جذب شده توسط بافت را نشان می دهد پس این مقدار به واحد معادل microsieverts (μSV) تبدیل می شود که نمایانگر فاکتور وزنی اشعه X می باشد. دز معادل توسط معادله زیر به دست می آید. $H_T = \sum W_R \times D_T$ که D_T معادل (H_T) برای یک بافت یا اندام ، حاصل فاکتور وزنی تشعشع (W_R) و مقدار دز دریافتی متوسط (D_T) برای آن عضو یا بافت خاص می باشد. از دز معادل برای مقایسه اثر تشعشعات مختلف بر روی بافت ها یا اعضا استفاده می شود از آنجاییکه فاکتور وزنی فوتون اشعه X برابر یک می باشد، مقادیر دز جذب شده و دز معادل برابر می باشد اما واحد اندازه گیری از microgray به microsievert تغییر می کند.

نهایتاً دز موثر جذب شده محاسبه می شود؛ این دز توسط انجمن بین المللی حفاظت در برابر اشعه (ICRP) برای تخمین مقدار ضرر تشعشع بر روی گروههای در معرض تابش اشعه استفاده می شود. محاسبه دز موثر شامل اندازه گیریهایی همچون نوع، مقدار و حساسیت به تابش و همچنین پتانسیل سرطانزا بودن برای بافتهای اشعه دیده نیز می باشد. دز موثر توسط معادله زیر محاسبه می شود $E = \sum W_R \times H_T$ که در آن دز موثر (E) حاصل فاکتور وزنی عضو یا بافت (W_T) و دز معادل بافت یا عضو (H_T) می باشد؛ E نیز به شکل microsieverts نشان داده می شود . فاکتور وزنی بافت نشان دهنده نقش هر عضو یا بافت در میزان خطر کلی می باشد (شکل ۱۹-۲۱) به منظور مقایسه ، دزهای جذبی موثر تصاویر مرسوم دندانانی در جدول ۱-۲۱ آورده شده است. هر چند باید در ذهن به خطر سپرده شود که تصویربرداری حجمی با پرتومخروطی قابلیت تمامی تصاویر دهانی به جزء سری کامل full mouth را دارد (هر چند ممکن است این قابلیت در آینده پیدا شود).

نسبت خطر به منفعت : (Risk – Benefit)

بخش مشکل در مبحث تشعشع محاسبه نسبت ضرر یا ریسک به فایده می باشد، زیرا این نسبت بر اطلاعات نسبتاً نا ملموس مانند تعیین میزان خطر برای گروههای جمعیتی مختلف وابسته است انجمن ملی حفاظت در برابر اشعه (NRPB) ریسک تصویربرداری رادیوگرافیک را به عنوان ریسک سرطان ایجاد شده توسط تشعشع بیان می کند. به طور میانگین ۱ از هر ۳ انسان احتمال ابتلا به نوعی از سرطان را دارد. تصویر برداری رادیوگرافیک دندانی به طور معمول در دامنه $10\ \mu\text{Sv}$ تا $100\ \mu\text{Sv}$ می باشد. NRPB تخمین زده است مقدار اشعه جذب شده در $10\ \mu\text{Sv}$ برابر با اشعه دریافتی در طول ۱ یا ۲ روز به علت موقعیتهای جغرافیایی می باشد بنابراین ریسک ابتلا به سرطان ناچیز می باشد. به طور متوسط میزان دریافت اشعه از منابع طبیعی مانند خورشید و زمین $8\ \mu\text{Sv}$ در روز می باشد. NRPB تخمین می زند که با $100\ \mu\text{Sv}$ ریسک ابتلا به سرطان ناچیز می باشد (۱۰۰/۰۰۰ : ۱ تا ۱/۰۰۰/۰۰۰) که معادل چند روز یا چند هفته تشعشع طبیعی توسط محیط براساس موقعیت جغرافیایی می باشد. با توجه به این تخمین ها متخصص باید برای در هر جلسه تصویربرداری تشخیصی مقدار ریسک و منفعت را در ذهن داشته باشد.

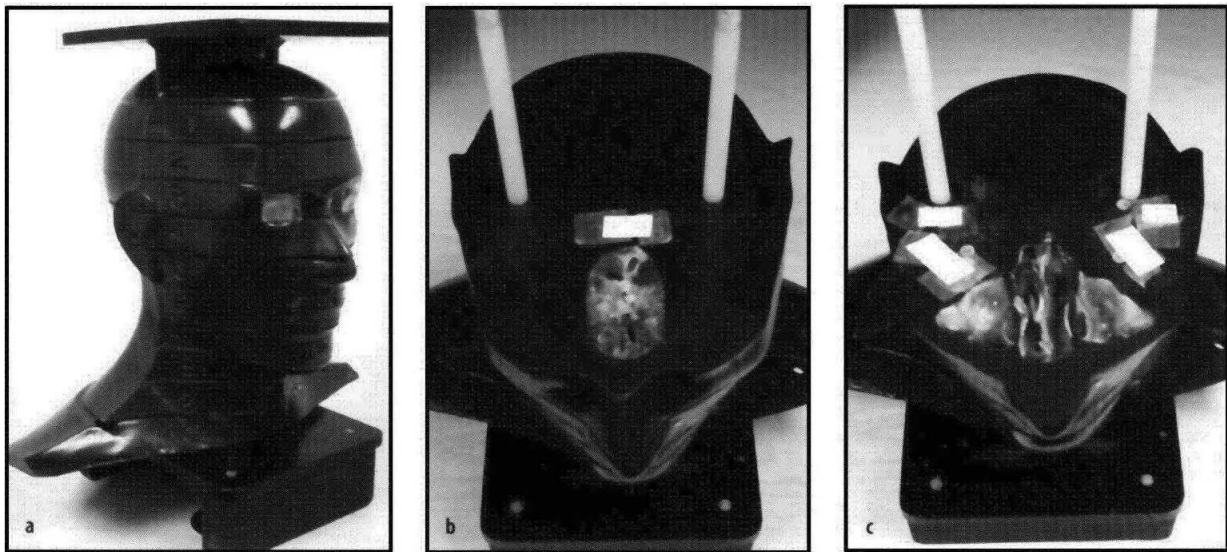
دز موثر برای CBCT (Aperio) New Tom 9000 که از دزیتر از RANDO، استفاده می کند ۳۶ تا $50\ \mu\text{Sv}$ گزارش شده است. محاسبه دز موثر شامل اندازه گیری دز جذب شده در محل بافتهای انتخابی و تعیین این مقادیر جذبی بر حسب درصدی از بدن که در معرض اشعه بوده است، نوع بافت، حساسیت و پتانسیل سرطان زایی براساس ICRP^۷ می باشد. دز موثر نسل بعدی دستگاههای CBCT که از یک محدوده کامل نمایش استفاده می کند، در حال اندازه گیری است، و گزارشهای اولیه دز ۴۵ تا $500\ \mu\text{Sv}$ را نشان می دهد. با کاهش میدان دید، زمان اسکن و تنظیمات میلی آمپر می توان دز موثر را کاهش داد. به طور ایده آل محدوده تصویربرداری باید منطبق بر ناحیه مورد نظر باشد. همچنین دانستن مقدار دز روش های دیگر برای تعیین روش صحیح مهم می باشد. دز موثر روشهای دیگر بدین شکل گزارش شده اند: دز موثر برای سری کامل رادیوگرافی پری اپیکال با فیلم D-speed و گلیماسیون $150\ \mu\text{Sv}$ می باشد و برای نمای پانورامیک دیجیتال ۴/۷ تا $14/9\ \mu\text{Sv}$ و برای سفالومتری دیجیتال ۱/۷ تا $3\ \mu\text{Sv}$ و برای CT اسکن معمولی از فکین $2100\ \mu\text{Sv}$ می باشد.

یا اینکه خطرات تصویربرداری رادیوگرافیک را نباید نادیده گرفت، اما خطرات تشخیصی اشتباه و درمان نادرست نیز می بایست سنجیده شوند. تحقیق، بهترین روش برای اعتبار بخشیدن به ارزش CBCT در کاربردهای بالینی می باشد. به عنوان مثال، تحقیق می تواند دقت یک نوع از تصویربرداری هنگام استفاده در فعالیت های خاص مانند تعیین اندازه دندان، شکل قوس، زاویه ریشه، رشد کرانیوفاسیال، روابط فک، روابط فضایی بافت سخت و نرم، تعیین محل دندانهای نهفته و تشخیص بیماری را تعیین کند. CBCT اطلاعات سه بعدی فضایی فشرده را می دهد و مشکلات روشهای دو بعدی سنتی را رفع می کند (مانند، تصویر برداری، پانورامیک، سفالومتری و پری اپیکال). استفاده از داده های ۳ بعدی ارزش مطالعه CBCT را زیاد می نماید.

تصاویر سفالومتری و پانورامیک را می توان از یک CBCT حجمی بازسازی کرد اما این کار با قانون (as low as reasonably achievable) ALARA هم خوانی نخواهد داشت. مگر اینکه حجم ایجاد شده ارزش

دیگری هم داشته باشد که خطر حاصل را جبران کند ، اسکن CBCT علاوه بر تصاویر پانورامیک و سفالومتری اطلاعات دقیق زیر را ایجاد می نماید که شامل روابط دندانی و اسکلتی ، نماهای کروئال و ساژیتال تصحیح شده TMJ؛ ارزیابی سینوس و مسیرهوایی ، تعیین مقطع عرضی دندانهای نهفته ، ایمپلنت های دندانی و قرار دادن ایمپلنت برای انکوریج ، بازسازی سه بعدی ساختارهای اسکلتی و دندانی ، روابط دندانها نسبت به استخوان کورتیکال و آلئولار می باشد تحقیقات پیوسته در حال اکتشاف این دست یافته ها می باشند تا فایده بیشتر CBCT در ارتودنسی مشخص شود.

استفاده از CBCT بسته به ماهیت شکل ، تاریخچه و طرح درمان برای هر بیمار ریسک و فوایدی را به همراه دارد. با اینکه پیروی از قانون ALARA قابل تحسین می باشد اما در برخی بیماران خصوصاً اگر شکل غیر معمول باشد رعایت قانون ALARA بسیار مشکل می باشد. به همین منظور انجمن دندانپزشکی آمریکا، راهکار هایی را برای استفاده از تصویربرداری رادیوگرافی در ارتودنسی به چاپ رسانده است ^۷. اطلاعات بسیار کم وناچیزی از خطرات تهدید کننده در صورت کافی نبودن نماهای تصویربرداری وجود دارد . تحقیقات ، دائماً خطرات ، فواید و هزینه مربوط به CBCT را تغییر می دهند. تلاش باید صورت گیرد تا اطلاعات مفیدی از این متغیرها برای استفاده کلینیکی به دست آید.



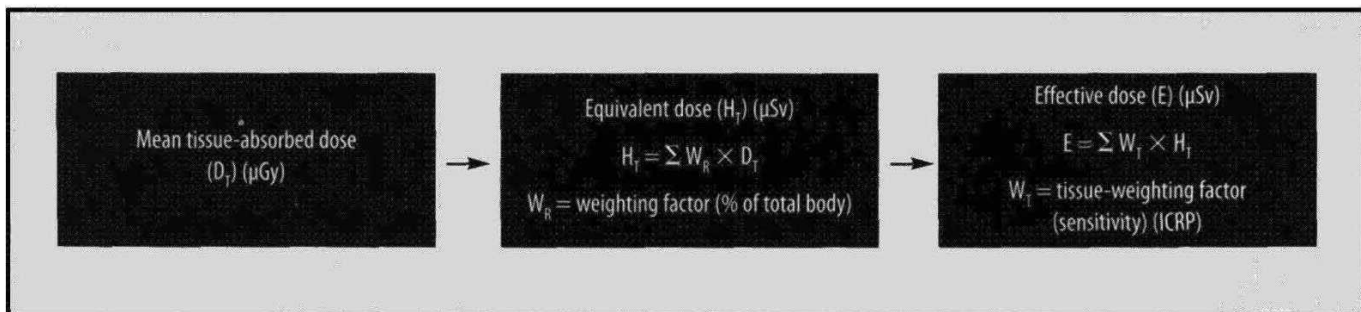
شکل ۱۸-۲۱: (a) مدل استفاده شده برای مقایسه کمی میزان قرار گرفتن در معرض اشعه . (b ، c) برشهای آناتومیک که از مدل تابش سنجی برداشته شده است که لندمارکهای آناتومیک مثل برش مغز استخوان برای قرار دادن تابش سنج ها آشکار گردد.

تصویربرداری سفالومتریکی سه بعدی در مقابل روشهای سنتی دو بعدی :

ایرادهای روش ۲ بعدی در رابطه با projection، بزرگنمایی، وضعیت قرار دادن سر و غیره در محیط ۳ بعدی قابل اجتناب است. استفاده از سیستم مختصات مشترک بین دادهای متفاوت ۳ بعدی اجازه انطباق دقیق داده های مختلف را می دهد. ارزش یک مدل تصویر برداری ۳ بعدی مستقیماً با کیفیت اطلاعات، داده های دقیق آناتومیک به دست آمده، و جمع آوری آن در یک پایگاه اطلاعاتی آناتومیک ۳ بعدی مربوط باشد. سپس می توان مدلی ۳ بعدی را به دست آورد که به متخصص اجازه دست یابی به اطلاعات بیشتر توسط نرم افزارهای خاص را بدهد. طول قوس، شکل قوس، و اندازه دندان را می توان به راحتی تعیین کرد سپس طرح درمان های متعدد را می توان براساس نظر متخصص و تمایل بیمار به دست آورد.

آنالیز مورفومتری و آنالیز سفالومتریکی دینامیک :

استفاده از تصویربرداری ۳ بعدی تشخیص، طرح درمان و قابلیت مشاهده درمان و ارزیابی نتایج را بهبود بخشیده است. در آینده آنالیز سفالومتریکی dynamic و مدل های ۳ بعدی ریاضی با افزودن بعد چهارم (زمان) و بعد پنجم (فانکشنال دینامیک) به تشخیص کمک بسیاری خواهد کرد. هدف درک مورفوزنر و فانکشنال نرمال و غیر نرمال به منظور ارتقاء روند تشخیص و طرح درمان می باشد. هدف پروژه ۴M - (mathematical modeling of mandibular metamorphosis) تهیه مدل های رشد بیولوژیک از فک براساس سی تی اسکن های ۳ بعدی می باشد. سرانجام یک طرح دیجیتال به دست می آید که به استفاده از تصاویر مجازی به متخصص در درک بهتر رشد، نمو، ساختار و عملکرد سر و صورت انسان کمک خواهد کرد. متخصصین می توانند با استفاده از مدل های سه بعدی اختصاصی از آنها برای آنالیز و مقایسه اطلاعات آناتومیک و دینامیک استفاده کنند و همانند هر تکنولوژی جدید ارزش تشخیصی در مقابل خطرات تهدید کننده و هزینه ها باید بررسی شوند.



شکل ۱۹-۲۱: تعیین دز جذب شده موثر از تشعشع

جدول ۱-۲۱ دز موثر جذب شده اشعه در تصویر برداریهای سنتی دندانی

Type of image	Effective absorbed dose (μSv)
Panoramic radiograph	3-11
Lateral cephalogram	5-7
Posteroanterior cephalogram	5-7
Occlusal cephalogram	5
Full-mouth radiographic series	30-80
TMJ series	20-30
Cone-beam computerized tomography	40-135

جدول ۱-۲۱: دز موثر جذب شده اشعه در تصویر برداریهای سنتی دندانی