

رادیولوژی دندان:

از دستگاه رادیوگرافی دندان برای رادیوگرافی داخلی دهان و دندان ها استفاده می شود. اساس آن را تیوب خود یکسو کننده تشکیل می دهد. تیوب به نحوی نصب می شود که بیشترین قابلیت مانور را داشته باشد. اندازه نقطه کانونی تیوب کوچک است. تایمر دستگاه به طریق ساعتی یا الکترونیکی کار می کند.

یونیت های رادیوگرافی دندان ، سیستم های دیجیتال رادیوگرافی دندان

یونیت های رادیوگرافی دندان برای تصویربرداری از دندانها ، آناتومی یک دندان منفرد (یعنی تاج ، گردن و ریشه) و مشکلات دندان (مثل پوسیدگی) در بیماران بالغ و اطفال و نیز جهت برنامه ریزی و ارزیابی مربوط به ارتودنسی به کار می روند. سه نوع تصویربرداری قابل انجام است : رادیوگرافی داخل دهانی ، پانورامیک و سفالومتری. در رادیوگرافی داخل دهانی جهت تصویربرداری بایت وینگر ، پری اپیکال و اکلوزال ، فیلم داخل دهان بیمار قرار می گیرد و تصاویر رادیوگرافی بایت وینگر ، تاج و یک سوم فوقانی ریشه دندانهای فوقانی و تحتانی را نشان می دهد . در رادیوگرافی پری اپیکال ، کل ساختار دندان شامل ریشه بر روی یک فیلم و آرواره های ماندیبولار و ماگزیلاری بر روی فیلم های جداگانه ای تصویر می شود.

تصاویر رادیوگرافی الکوزال ، سطح دندانهای آلیمای کوچک و بزرگ را نشان می دهد . در رادیوگرافی پانورامیک ، تصاویر ناحیه ماگزیلوفاسیال با استفاده از یک پرتوگردان و یک کاست فیلم خارجی به دست می آید . سپس قوس دندان در یک تصویر منفرد ، به صورت یک شکل بیضوی نمایش داده می شود . یونیت های پانورامیک ، علاوه بر تهیه تصاویر رادیوگرافی لوکالیزه از ساختار دندان ، جهت تصویربرداری از مفصل (Tmj) سینوسهای آگزیلاری و استخوان بندی صورت برای کمک به تشخیص بیماری Tmj مترومای صورت و پاتولوژی سینوسی به کار می رود . رادیوگرافی سفالومتری یا نمای جمجمه ، جهت به دست آوردن تصاویری از کل جمجمه یا یک ناحیه مورد نظر به کار می رود . مطالعات

سفالومتریك جهت ارزیابی رشد و تعیین پلانهای درمانی ارتودنتیک یا پروتزها به کار می رود . بعضی از یونیت‌های پانورامیک و سفالومتریك می توانند توموگرافی متقاطع ، جهت تهیه تصاویر عرضی چند لایه از آرواره های ماگزیلاری و ماندیبولار را انجام دهند . این تکنیک که سابقاً تنها کاربرد توموگرافی ، کامپیوتری یا تومورگرافی خطی امکان پذیر بود (مقایسه محصولات تحت عنوان اسکنرها ، توموگرافی کامپیوتری ، سیستمهای مجهز به تخت رادیوگرافی (رتوگرافی)) جهت برنامه ریزی پیوند و نیز ارزیابی بیماران قبل و بعد از عمل جراحی مفید است.

سیستمهای دیجیتال رادیوگرافی که سیستمهای دیجیتال تصویربرداری دندان هم خوانده می شوند ، برای تهیه تصاویر کامپیوتری جهت رادیوگرافی داخل دهانی به عنوان جایگزینی برای فیلمهای اشعه X دندان پزشکی معمولی به کار می روند . تصویربرداری دیجیتالی مستقیم و پردازش تصویر امکان نمایش تصاویر متعدد ، کاهش دفعات اکسپوز و حذف زمان لازم جهت ظهور و ثبوت فیلم را فراهم می کند ، تصویربرداری دیجیتال می تواند برای اعمال اندودنتیک برنامه ریزی و ارزیابی انجام ایمپلانت و دیگر اعمال روی دندان که نیاز به تصاویر متعدد دارند ، به کار رود.

-اصول عملکرد یونیت‌های رادیوگرافی دندان:

یونیت‌های رادیوگرافی داخل دهانی ، پانورامیک و سفالومتریك از یک ژنراتور اشعه X ، تیوب مولد اشعه X ، یک لوکالیزاتور ، یک تالیمریک پانل کنترل تشکیل می گردد . ترکیب این اجزاء بستگی به نوع رادیوگرافی و نوع ژنراتور اشعه X متفاوت است . بر حسب مدل ، گستره کیلووات (kV) در یونیت‌های اشعه X دندانپزشکی بین 50 و 100- شدت جریان (MA) از 5 تا 20 میلی آمپر می تواند تغییر کند . بعضی یونیت ها یک حالت را ارائه می کنند . (به عنوان مثال MA10 و KV70

و برخی دیگر گستره ای از حالات قبل انتخاب KV و MA را تامین می نمایند . ژنراتورهای اشعه X بر حسب شکل موج kv طبقه بندی می شوند . ژنراتورهای اشعه X دندانپزشکی ، معمولاً ژنراتورهای نیم موج ، با برق AC و خود یکسو شونده هستند اما امروزه بعضی تولید کنندگان

ژنراتورهای فرکانس بالا یا مولتی پلاس و ژنراتورهای با ولتاژ ثابت (DC) ارائه می نمایند . در یونیت هایی که ژنراتورهای ولتاژ ثابت و فرکانس بالا دارند ، معمولاً ژنراتور اشعه X به اندازه ای کوچک است که بتواند با تیوپ مولد اشعه انجام شود . بسیاری از یونیت های رادیوگرافی دندان دارای ژنراتورهای اشعه X کنترل شونده توسط ریزپردازنده ها می باشند که عملکردهای ویژه ای را به صورت خودکار کنترل می کند . به عنوان مثال ، نوسانات ولتاژ خط قابل جبران بوده و به طور خودکار توسط کامپیوتر جبران می شوند ، به علاوه ژنراتورهای قسمت کنترل ریزپردازنده ها ، اغلب دارای خطا یا بهای داخلی می باشند که سبب می گردند در صورت بد عمل کردن هر قسمت به نشانه خطا بروی کنسول ظاهر شود . اکثر تیوبهای اشعه X بکاررفته در یونیت های رادیوگرافی دارای آندهای با ظرفیت گرمایی از 7000 تا 50000 واحد گرمایی (Hu) می باشند . یک یونیت که برای توموگرافی فکی - صورتی (دنتوماگزیلوفاسیال) طراحی شده است از یک تیوب آند دوار با ظرفیت گرمایی 300000 Hu استفاده می کند . اندازه نقطه کانونی از 3/0 mm از یونیت هایی با آند دوار تا 1 mm در یونیت های دارای آند ایستا گسترده است . در یونیت های داخل دهانی ، SID تقریباً 200 تا 400 میلی متر ، قابل تنظیم است . در یونیت های پانورامیک معمولاً یک SID ارائه می شود . در انواع با قابلیت های دوگانه پانورامیک و سفالومتریک SID حدود 1600 mm قابل تنظیم است . در یونیت های داخل دهانی تیوب مواد اشعه X دارای کولالیزاتور استوانه ای و یا مخروطی جهت محدود کردن و شکل دادن به پرتو X و کاهش تشعشع پراکنده است . در بعضی نمونه ها ، مخروط بلند دیگری جهت محدودسازی پرتو، برای افزایش SID و کاهش بیشتر دوز اشعه دریافتی بیمار وجود دارد . تیوب معمولاً ، بر روی بازوی تاشونده ای که با زوایای مختلف حالت می گیرد سوار می شود . این بازو می تواند بر روی دیوار یا سقف نصب شود یا به یک ستونی محکم شده به زمین اتصال یابد و یا بر روی پایه چرخ دار حرکت کند . در یونیت های پانورامیک و سفالومتریک ، کاست مسطح بیرونی فیلم و تیوب اشعه X همراه با یک دیافراگم شکافدار ، به صورت بازویی C شکل طراحی می شوند و سر بیمار در فاصله کاست و تیوب اشعه X قرار می گیرد.

در رادیوگرافی پانورامیک ، کاست بیرونی تیوب مولد اشعه X ، پیرامون سر بیمار که توسط یک

نگهدارنده متصل به یونیت ، ثابت نگهداشته شده حرکت می کنند . در رادیوگرافی سفالومتریکی ، SID افزایش یافته و سر بیمار و بازوی C شکل به هنگام تابش اشعه X ، در وضعیت ویژه ای حفظ می گردند . در رادیوگرافی بایت وینگ داخل دهانی ، ضمام پلاستیکی تعیین کننده موقعیت که از یک نگهدارنده فیلم ، biteplate و نشانگر های میله ای یا حلقه ای تشکیل شده اند ، می تواند جهت کمک به اپراتور برای هم راستا ساختن مناسب پرتو اشعه X و فیلم به کار روند . در رادیوگرافی پانورامیک ، کیفیت تصویر به استقرار دقیق بیمار بستگی دارد. لذا بسیاری از یونیت های پانورامیک ، دارای سیستم های تمام موتوری یا تمام خودکار ، با هم راستایی دوگانه یا سه گانه پرتو می باشد . نگهدارنده سر ، تکیه گاه چانه ، بلوک های گاززدنی و یا پشتیبانی های بینی ، جهت ثابت ساختن سر بیمار به کار می روند . به علاوه ، بعضی سیستم های وضعیت دهنده به سیستم نمایش دیجیتالی نقطه کانونی و نیز حرکت های خودکار از پیش برنامه ریزی شده جهت بهینه سازی وضعیت مناسب تصویربرداری ، مجهز می باشند . زمان های اکسپوز معمول ، 0/01 تا 4 ثانیه برای رادیوگرافی داخل دهانی ، 0/1 تا 5 ثانیه برای رادیوگرافی سفالومتریکی و 5 تا 20 ثانیه برای رادیوگرافی پانورامیک متغیر می باشد . بعضی انواع آن ، دارای کنترل خودکار (AEC) می باشند . جهت رادیوگرافی داخل دهانی ، از فیلم دو لایه با پشتوانه ای از فویل مسی (جهت کاهش دوز جذبی بیمار) استفاده می شود . اندازه های فیلم داخل دهانی 31*41mm برای دندان های آسیای کوچک و بزرگ و 22*35mm برای دندان های پیشین و نیش می باشند . برای تصویربرداری کامل دندانها ، ممکنست بین 14 تا 22 تصویر رادیوگرافی مورد نیاز باشد . رادیوگرافی های پانورامیک و سفالومتریکی صفحات فیلم تک لایه در اندازه های 12/5*30cm ، 15*30cm ، 13*18cm و 24*30cm را به تناسب نماهای انتخابی به کار می برند ، بعضی تولید کنندگان ، سیستم های کامپیوتری علامتگذاری فیلم را جهت چاپ پارامترهای اکسپوز ، برنامه های انتخاب شده ، تعیین هویت بیمار و دیگر اطلاعات بر روی فیلم های پانورامیک و سفالومتریکی ارائه می کنند.

پانل کنترل می تواند بر روی خود یونیت ، یک کنسول کنترل یا بر یک جعبه دوازده دستگاه قرار بگیرد . در بعضی یونیت ها ، جعبه کنترل بدون یونیت نصب می شود و قابل جدا شدن است .

نشانگرهای پانل کنترل شامل نمایش آنالوگ یا دیجیتال پارامترهای اکسپوز پیامهای راهنما و کدهای بیانگر خطا ، APC خطا یا بها و برنامه ریزی پیشاپیش می باشد.

یونیت‌هایی که توسط ریزپردازنده ها کنترل می شوند قادر به تصویربرداری پانورامیک و سفالومتری می باشند . هنگامی که تکنیک سفالومتری بر روی پانل کنترل انتخاب می شود ، کامپیوتر ، بازوی C شکل را به سوی موقعیت حرکت داده شکاف مناسب دیافراگم را انتخاب می کند . بعضی یونیتها ، همچنین دارای حرکت عمودی موتوری ، جهت تطبیق ارتفاع نیز می باشند . کیفیتهای ویژه ای که در بعضی انواع موجود است ، شامل بزرگنمایی ، انتخاب اندازه فیلم ، برنامه هایی جهت تصویربرداری از محل‌های خاص (مثل سینوسها) توموگرافی مقطعی ، کنترل از راه دور و برنامه های تضمین کیفیت است.

-سیستم های دیجیتال تصویربرداری از دندان:

سیستم های دیجیتال که امکان مشاهده فوری تصاویر را بدون به کاربردن فیلم فراهم می کنند از یک سنسور داخل دهانی یا صفحه تصویربرداری ، یک سیستم اشعه x ، سخت افزار و نرم افزار کامپیوتری جهت پردازش تصویر و یک چاپگر تهیه کننده نسخه چاپی ، تشکیل شده است . در سیستم هایی که از یک سنسور داخل دهانی استفاده می کنند ، (CCD) ، در هنگام تصویربرداری سنسور در داخل دهان بیمار قرار می گیرد و به صورت الکترونیک به سیستم کامپیوتر متصل می گردد.

این سنسور اشعه های x را شناسایی کرده آنها را مستقیماً به سیگنالهای الکتریکی تبدیل می کند . سپس داده های تصویری دیجیتال جهت پردازش به سیستم کامپیوتری فرستاده می شوند . در دیگر نمونه ها ، سنسور در برگیرنده یک صفحه تشدیدگر rate-earth می باشد که توسط فیبر نوری به یک آرایه CCD کوپل شده است . این آرایه سیگنال آنالوگی را به واحد پردازش نمایشگر می فرستد . جایی که این سیگنال پیکسل به پیکسل به یک تصویر تبدیل می شود سنسور داخل دهانی درون مواد مقاومی قرار داده شده است تا لوازم الکتریکی CCD در مقابل رطوبت محافظت شوند . جهت کنترل بهداشت و جلوگیری از عفونت در هنگام انجام بررسیها ، پوششهای پلی اتیلن یکبار مصرف تعبیه شده اند.

-نوع دیگری از سیستم دیجیتال تصویربرداری دندان ، به جای سنسور داخل دهانی، از

صفحات تصویربرداری استفاده می کند . صفحات تصویربرداری نازک و بدون سیم ، همانند فیلمهای داخل دهانی معمولی ، در دهان بیمار ثابت می شوند و همان منطقه تشخیصی فیلم ها را تحت پوشش قرار می دهند.

پس از اینکه اکسپوز انجام گرفت ، صفحه تصویربرداری در یک اسکرین لیزری قرار می گیرد که تصویر را جهت اعمال تغییرات بر صفحه کامپیوتری ، دیجیتالیزه می کنند . صفحات تصویربرداری به طور مکرر قابل استفاده می باشند و گیره های پلاستیکی یکبار مصرفی که در هنگام رادیوگرافی صفحات را می پوشانند جهت جلوگیری از انتقال آلودگی میان بیماران به کاربرده می شوند . سیستم تصویربرداری دیجیتال می تواند همراه با یونیت رادیوگرافی داخل دهانی معمولی به کار رود.

یک (PC کامپیوتر شخصی) سازگار با نرم افزار مناسب ، جهت اعمال تغییرات بر روی تصاویر به کار می رود . جلوه های پردازش تصویر شامل زوم ، گرداندن تصویر ، واضح سازی لبه ها ، رنگ با کیفیت بالا ، نماسازی چند تصویری ، تطابقات روشنایی و کنتراست و اندازه گیری فواصل و زوایا می باشد . همچنین بعضی سیستم ها امکان مدیریت مجموعه داده ها را فراهم می کنند . تصاویر قابل ذخیره سازی و بازیافت در قالب فایل استاندارد بوده و یک نسخه چاپی از آن می تواند به وسیله یک چاپگر ویدیویی تهیه شود .

-مشکلات گزارش شده:

خطا ها در وضعیت دادن به بیمار هنگام استفاده از دستگاههای وضعیت دهنده مفصل در طول رادیوگرافی بابت وینگ ممکن است به خطاهای اکسپوز منجر شود که تصویربرداری تکراری را ایجاد کرده و از این طریق دوز جذبی بیمار افزایش می یابد . خطا در همراهی سازی دستگاه می تواند تشخیص پوسیدگی های پروگزیمال و اندازه گیری میزان آسیب دیدگی استخوان آلوئولار را در رادیوگرافی های بایت وینگ تحت تاثیر قرار دهد . اجزایی از یونیت رادیوگرافی دندان که در تماس با بیمار و اپراتور می باشند ، باید با به کارگیری یک محلول ضد عفونی کننده (مثل هیپوکلریت سدیم) میکروب زدایی گردند و یا با نوار پلاستیکی یکبار مصرف پوشیده شوند زمانی که رادیوگرافی با اجزای پیچیده در لفاف پلاستیکی انجام گرفته ، خطاهای تشخیصی در بعضی ژنراتورهای اشعه X گزارش شده است . در بعضی یونیت ها

عقربه و لت سنخ ژنراتور اشعه X ممکن است تحت تاثیر میدان الکتریسیته ساکن ایجاد شده توسط نوار پلاستیکی که یونیت را می پوشاند قرار بگیرد . بنابراین اپراتور ناچار می شود که از طریق کاهش یا افزایش kVp حقیقی ، قرائت نادرست را جبران نماید و در نتیجه فیلم در معرض اشعه کمتر یا بیشتر قرار می گیرد . اپراتورها باید از چنین وقایعی آگاه باشند و پیش از بکاربردن نوار پلاستیکی ، kVp مناسب را انتخاب کنند . میزان تشعشع در یونیت‌های رادیوگرافی دندان بسیار اندک می باشد . اگر چه اشعه X استفاده شده در دندان پزشکی تقریباً 25 درصد تمام بررسی های تشخیصی اشعه X را در سطح جهانی تشکیل می دهند ، رادیوگرافی دندان عامل تنها 1 تا 2 درصد از معادل دوز موثر جمعی جهانی می باشد . معادل دوز موثر در هر اکسپوز متناسب با نوع یونیت رادیوگرافیک و تکنیک تصویربرداری به کاررفته متفاوت است . معادل دوز موثر معمول از $5/3 \mu\text{SV}$ برای رادیوگرافی داخل دهانی و 7 تا $20 \mu\text{SV}$ برای رادیوگرافی پانورامیک متفاوت است . دوز جذبی بیمار در رادیوگرافی پانورامیک ، اغلب به برنامه های انتخاب شده بستگی دارد . در هنگام بررسی رادیوگرافیک دندانپزشکی از اکسپوزهای غیرضروری باید جلوگیری به عمل آید . به علاوه تکنیکهای تصویربرداری که دوز جذبی بیمار را کاهش می دهند (SID) های بلندتر ، اندازه های کوچک میدان (در هر زمان ممکن باید مورد استفاده قرار بگیرند . سیستم های دیجیتال تصویربرداری دندان می توانند دوز دریافتی را تا حد زیادی کاهش دهند زیرا شناسنده CCD نسبت به فیلم به تشعشع کمتری نیاز دارد . اگر چه تشعشع پراکنده در اطراف یونیت های رادیوگرافی دندان حداقل است ، دندان پزشک و تکنیکهای دندانپزشکی با رعایت توصیه های تولید کننده جهت محافظت از اشعه در هنگام کار با یونیت رادیوگرافی دندان می بایستی از تماس غیر ضروری با اشعه X پرهیز کنند.

-سیر تکاملی:

پیشرفت در رادیوگرافی دندان بر کاهش دوز با به کاربردن SID های بزرگتر و کیلوولتهای بالاتر به همراه فیلم های سریعتر ، به کاربردن فیلترهای اضافی و مواد فیلتری جدید (مثل نیوبیوم) و ژنراتورهای اشعه X با پتانسیل ثابت و فرکانس بالا ، تندتر گشته اند . اولین سیستم دیجیتال تصویربرداری دندان در اواخر دهه 80 معرفی شد . از آن زمان ،

تحقیقات نشان داده که به کاربردن سیستم تصویربرداری دیجیتالی دندان می تواند دوز جذبی بیمار را کاهش دهد ، امکان آنالیز زنده ، همراه با تصویربرداری را فراهم کرده ، ذخیره سازی کامپیوتری ، بازیابی و انتقال تصویر را ممکن می سازد ، عملکرد سنسورها تقریباً هر ساله بهبود یافته است.

کاربردهای بالینی در تصویربرداری روی کانال ، ارتودنسی ، درمان پرتودنتال ، ارزیابی TMJ و بزرگنمایی لبه های تاج ، پلها و پرکردگیها ، هنوز در حال تکامل هستند . دیگر فن آوری های دیجیتالی که در حال حاضر تحت مطالعه می باشند رادیوگرافی دیجیتالی تفریقی و توموگرافی کامپیوتری می باشد.

یک یونیت که در این گزارش تحت پوشش قرار گرفت یک اسکنر ویژه توموگرافی کامپیوتری دندانپزشکی است که در اروپا موجود است.