کتاب خلاصه
BOOK BRIEF

رادیولوژی دهان: اصول و تفسیر

White and Pharoah's 2019

ترجمه و تلخیص:

دکتر نگین نیک‌منش

دستیار تخصصی رادیولوژی دهان، فک و صورت، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

دکتر مهسا محمدپور

دستیار تخصصی رادیولوژی دهان، فک و صورت دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

با مقدمه:

دکتر یاسر صافی

هیئت علمی دانشکده‌ی دندانپزشکی شهید بهشتی

ROYAN-PAZHOUH PUBLISHER
انتشارات رویان پژوه

فهرست

پیشگفتار استاد ۷
پیشگفتار مترجم ۹
فصل ۱: فیزیک ۱۱
فصل ۲: اثرات بیولوژیک تابش‌های یونیزان ۲۵
فصل ۳: ایمنی و محافظت ۳۱
فصل ۴: تصویربرداری دیجیتال ۳۹
فصل ۵: تصویربرداری بر پایه فیلم ۵۷
فصل ۶: ژئومتری تابش ۷۳
فصل ۷: پروجکشن‌های داخل دهانی ۷۹
فصل ۸: تصویربرداری سفالومتریک و اسکال ۹۳
فصل ۹: تصویربرداری پانورامیک ۱۰۳
فصل ۱۰: دریافت حجم در CBCT ۱۱۵
فصل ۱۱: آماده‌سازی حجم در CBCT ۱۲۹
فصل ۱۲: آناتومی رادیوگرافیک ۱۳۹
فصل ۱۳: مدالیته‌های تصویربرداری دیگر ۱۵۹
فصل ۱۴: فراتر از تصویربرداری سه بعدی ۱۷۳
فصل ۱۵: ایمپلنت‌های دندانی ۱۷۹
فصل ۱۶: تضمین کیفیت وکنترل عفونت ۱۸۹
فصل ۱۷: تجویز تصویربرداری تشخیصی ۲۰۱
فصل ۱۸: اصول تفسیر رادیوگرافی ۲۱۳
فصل ۱۹: پوسیدگی‌های دندانی ۲۲۹

فصل ۲۰: بیماری‌های پریودنتال ۲۳۹
فصل ۲۱: آنومالی‌های دندانی ۲۵۷
فصل ۲۲: شرایط التهابی فکین ۲۷۳
فصل ۲۳: سیست‌ها ۲۹۱
فصل ۲۴: تومورها و نئوپلاسم‌های خوش‌خیم ۳۱۱
فصل ۲۵: بیماری‌های تأثیرگذار بر ساختار استخوان ۳۵۵
فصل ۲۶: نئوپلاسم‌های بدخیم ۳۷۷
فصل ۲۷: تروما ۳۹۹
فصل ۲۸: بیماری‌های سینوس‌های پارانازال ۴۱۷
فصل ۲۹: آنومالی‌های کرانیوفاشیال ۴۳۵
فصل ۳۰: ابنورمالیتی‌های مفصل تمپورومندیبولار ۴۴۷
فصل ۳۱: کلسیفیکاسیون‌های بافت نرم و اسیفیکاسیون‌ها ۴۷۵
فصل ۳۲: بیماری‌های غدد بزاقی ۴۹۱

فصل ۱

فیزیک

ساختار اتم

هســـته‌ی تمامی اتم‌ها به جز هیدروژن از پروتون و نوترون تشکیل شده است. نسبت تعداد نوترون‌ها به تعداد پروتون‌ها میزان ثبات اتم را تعیین کرده و اساس فروپاشی هسته‌ای (radioactive decay) را تشکیل می‌دهد.

دو مدل بوهر و کوانتوم مکانیکی برای توصیف ساختار اتم مطرح شده است که هر دو مدل اطلاعات پایه‌ای کافی را جهت درک مکانیسم تولید اشعه X تشخیصی و تداخلات آن فراهم می‌کند.

یادآوری: در مدل بوهر الکترون‌ها در لایه‌های ... ,K, L, M, N, O با اعداد کوانتومی ۱, ۲, ۳, ۴, ۵, ... حضور دارند. در مدل کوانتوم مکانیکی اوربیتال‌ها یا ابرهای الکترونی به ترتیب اشغال شدن توسط الکترون‌ها عبارتند از:

1s, 2s, 2p, 3s, 3p, 3d, 4s, 4p, 4d, 4f,...

به میزان انرژی لازم جهت غلبه بر نیروی جاذبه الکترواستاتیک میان الکترون و هســـته اتم، انرژی باندینگ الکترونی یا electron binding energy گفته می‌شود. **تابش‌های یونیزان** همچون ذرات با انرژی بالا، اشـــعه X و تابش فرابنفش انرژی لازم بـــرای جدا نمـــودن الکترون از اوربیتال مربوطه و یونیزه کـــردن اتم را دارند. درمقابل، نور مرئی، تابش‌های فروسرخ و ماکروویو و امواج رادیویی فاقد انرژی لازم بوده و **تابش‌های غیریونیزان** نامیده می‌شوند.

تابش (Radiation)

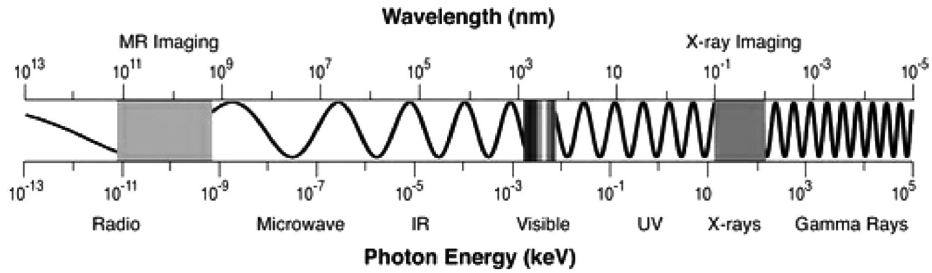
به جابه‌جایی انرژی میان ماده و فضا تابش یا radiation گفته می‌شـــود. در زیر نمونه‌هایی از کاربرد انواع تابش در پزشکی آورده شده است:

	کاربرد	نوع تابش
Projection radiography & computed tomography (CT)	تصویربرداری تشخیصی	اشعه X (تابش الکترومغناطیسی)
MRI	تصویربرداری تشخیصی	امواج رادیویی (تابش الکترومغناطیسی)
Positron emission tomography (PET)	پزشکی هسته‌ای تشخیصی F-fluorode-) oxyglucose یا F-FDG)	پوزیترون (تابش ذره ای)
رادیوتراپی	درمان سرطان (Cancer therapy)	تابش الکترومغناطیسی (اشعه X و گاما) و ذره‌ای (الکترون و پروتون) با انرژی بالا

تابش می‌تواند به دو صورت الکترومغناطیسی و یا ذره‌ای رخ دهد:

الف) تابش الکترومغناطیسی: به جابه‌جایی انرژی در فضـــا به صورت ترکیبی از میـــدان الکتریکی و مغناطیسی تابش الکترومغناطیسی گفته می‌شود. برخی از خصوصیات این نوع تابش توســـط تئوری کوانتوم و برخی توســـط تئوری موجی به بهترین شـــکل توصیف می‌شـــوند. مـــواردی چـــون **اثر فتوالکتریک** و **تولید اشعه X** با تئوری کوانتوم و پدیده‌های **شکســـت** (refraction)، **انعکاس** (reflection)، **پـــراش** (diffraction)، **تداخـــل** (interference)، **پلاریزاسیون** (polarization) به کمک تئوری موجی توصیف می‌گردند.

تابش‌های با انرژی بالا (اشـــعه گاما و اشـــعه X)، متوســـط (فرابنفـــش و نور مرئی)و پاییـــن (امواج رادیویی) به ترتیب براساس پارامترهای میزان انرژی (الکترون ولت یا eV)، طول موج (نانومتر) و فرکانس (کیلوهرتز و مگاهرتز) طبقه‌بندی می‌شوند.



تصویر ۱- طیف الکترومغناطیسی. امواج با طول موج بالاتر، انرژی کمتری دارند. در رادیوگرافی دندانپزشکی امواج با انرژی ۱۰-۱۲۰keV استفاده می‌شود. در تصویربرداری MRI از امواج رادیویی استفاده می‌شود.

ب) تابش ذره‌ای:

اتم‌های ناپایدار به دلیل نابرابری تعداد پروتون و نوترون، شکسته شـــده و ذرات α یا β یا اشعه گاما ساطع می‌کنند. فروپاشی رادیواکتیو (radioactive decay) می‌تواند به فرم‌های زیر دیده شود:

۱- یک اتم ناپایدار با پروتون اضافه از طریق تبدیل

یک پروتون به یک نوترون، یک ذره β^+ (پوزیترون) و یک نوترینو دچار فروپاشی می‌شود. **پوزیترون** سریعا با الکترون واکنش داده و دو **اشعه گاما** ساطع می‌کند. **(اساس تصویربرداری PET)**

۲- یک اتم ناپایدار با نوترون اضافه از طریق تبدیل یک نوترون به یک پروتون، یک ذره β^- و یک نوترینو دچار فروپاشی می‌شود. ذرات β^- مشابه الکترون هستند و انواع پرسرعت آن می‌توانند تا ۱٫۵ سانتی‌متر در بافت نفوذ کنند. **ذرات β^-** ساطع شده از **ید رادیوکتیو** برای درمان برخی **سرطان‌های تیرویید** کاربرد دارند.

۳- ذرات α مشابه هسته هلیوم بوده و شامل دو پروتون و دو نوترون دارند. این ذرات به دلیل دارا بودن دو بار مثبت و جرم سنگین هنگام عبور از یک ماده آن را یونیزه نموده و تنها چند میکرومتر قابلیت نفوذ دارند. **رادیوم-۲۲۳** با ساطع کردن **ذرات α** در رادیوتراپی هدفمند در موارد **متاستازهای استخوانی** کاربرد دارد.

به صورت خلاصه:

ذرات β^+ (اشعه گاما)	اتم با پروتون اضافه (F-FDG)	PET
ذرات β^-	**اتم با نوترون اضافه (ید رادیواکتیو)**	**سرطان تیرویید**
ذرات α	**مشابه هسته هلیوم (رادیوم-۲۲۳)**	**رادیوتراپی هدفمند متاستاز استخوان**

انتقال انرژی خطی (linear energy transfer) یا LET معادل میزان انرژی است که یک ذره حین عبور از ماده از دست می‌دهد. میزان LET تابش ذره‌ای با **جرم، بار و عکس سرعت** آن ذره متناسب است. بنابراین ذرات α در مقایسه با β^- LET بالاتری داشته و یونیزاسیون ماده در مسیر کوتاه‌تر ولی با تراکم بالاتر اتفاق می‌افتد.

دستگاه تابش اشعه X

اجزای اصلی دستگاه اشعه X شامل تیوب اشعه X و منبع تغذیه (power supply) است که درون سرتیوب یا tube head قرار گرفته‌اند. به منظور به حداکثر رساندن فاصله‌ی منبع تا جسم و به حداقل رساندن دیستورشن تصویر، تیوب اشعه X در انتهایی‌ترین بخش سرتیوب قرار گرفته است.

۱- تیوب اشعه X یا تیوب

تیوب از یک کاتد و یک آند که درون یک محفظه خلأ قرار گرفته‌اند، تشکیل می‌شود (تصویر ۲).

کاتد خود شامل دو جز فیلامنت و فنجان متمرکزکننده (focusing cup) است. **فیلامنت** یک سیم پیچ **تنگستنی** است که با ولتاژ پایین گرم می‌شود و میزان الکترون آزاد شده از فیلامنت متناسب با دمای آن است. **فنجان متمرکز کننده** یک سطح مقعر از جنس **مولیبدن** و دارای بار منفی است که الکترون‌های ساطع شده از فیلامنت را به سمت سطح کوچکی از آند به نام نقطه کانونی (focal spot) هدایت می‌کند.

آند نیز شامل دو بخش **تارگت تنگستنی** و **ساقه‌ی مسی** (copper stem) است. تبدیل انرژی جنبشی الکترون‌ها به اشعه X در تارگت روی می‌دهد.

خصوصیات تنگستن که آن را به عنوان ماده‌ی تارگت ایده‌آل می‌سازد:

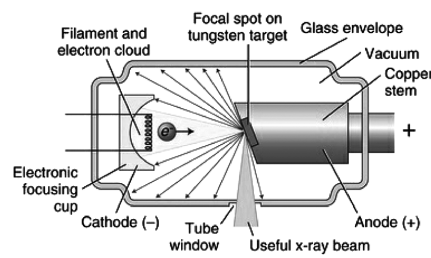
۱- عدد اتمی **بالا** ← تولید مؤثر اشعه X

۲- نقطه ذوب **بالا** ← مقاومت در برابر حرارت ایجاد شده حین تولید اشعه X

۳- هدایت حرارتی **بالا** ← انتقال حرارت به دور از تارگت

۴- فشار بخار ***پایین*** ← حفظ خلأ موجود در تیوب در دماهای بالا

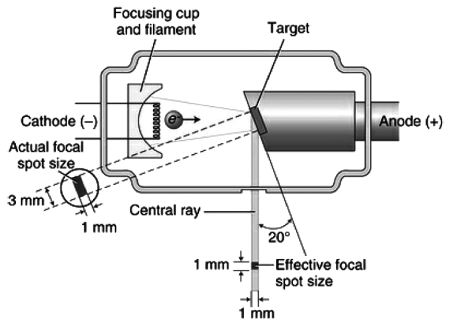
ساقه‌ی مسی حرارت را از تارگت دور کرده و احتمال ذوب شدن آن را کاهش می‌دهد.



تصویر ۲- اجزای اصلی تیوب اشعه X

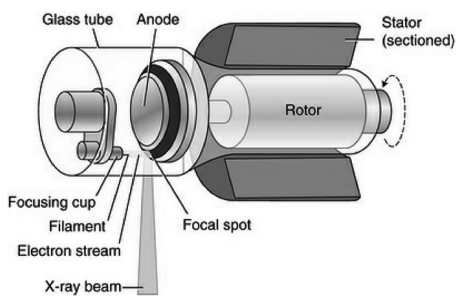
فوکال اسپات ناحیه‌ای از تارگت بوده که الکترون‌ها به سمت آن هدایت می‌شوند. هرچه سایز فوکال اسپات کوچک‌تر تصویر حاصله شارپ‌تر است. محدودیت اصلی کوچک نمودن سایز فوکال اسپات میزان حرارت تولید شده می‌باشد. جهت غلبه بر این مشکل دو نوع اصلی آند طراحی شده است:

- **آند ثابت:** در این طراحی تارگت نسبت به اشعه مرکزی دسته پرتو X، ۲۰ درجه زاویه دارد. بنابراین سایز فوکال اسپات مؤثر نسبت به فوکال اسپات واقعی کوچک تربه نظر می‌رسد.این فوکال اسپات مؤثر کوچک‌تر منجر به افزایش شارپنس تصویر شده در عین حال به دلیل سایز فوکال اسپات واقعی بزرگ‌تر پخش حرارت بهبود می‌یابد.



تصویر ۳- آند ثابت با تارگت زاویه دار. حفظ رزلوشن تصویر در عین پخش گرمای مؤثر

- **آند دوار:** در این طراحی یک دیسک بول شده به عنوان تارگت حین تولید اشعه X می‌چرخد. بنابراین گرما در سطح وسیعی از تارگت پخش می‌شود؛ هرچند اشعه X در هر لحظه تنها از ناحیه کوچکی از تارگت تولید می‌شود. مدت زمان اکسپوژر و میلی‌آمپر به کار رفته در این آند می‌تواند بالاتر از آند ثابت باشد. در همه‌ی دستگاه‌های MDCT، اغلب دستگاه‌های CBCT، و برخی دستگاه‌های سفالومتری این نوع آند استفاده می‌شود.



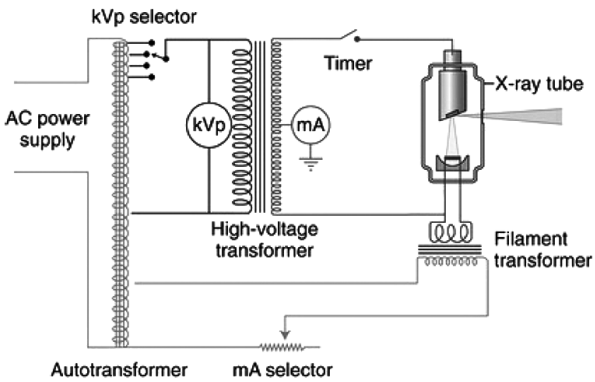
تصویر ۴- آند دوار. شامل تارگت، استاتور و روتور

نکته: روتور و تارگت درون تیوب و استاتور خارج از تیوب اشعه X قرار گرفته‌اند.

۲- منبع تغذیه

دو عملکرد اصلی ترانسفورمرهای منبع تغذیه عبارتند از:

- تامین ولتاژ پایین جهت گرم کردن فیلامنت (filament transformer)
- تامین ولتاژ بالا جهت برانگیختن الکترون‌ها از کاتد به سمت فوکال اسپات آند (high-voltage transformer)



تصویر ۵- تصویر شماتیک از مدار دستگاه اشعه X و اجزای اصلی آن.

نکات شکل:

۱. اپراتور kVp دلخواه را از اتوترانسفورماتور انتخاب می‌کند.

۲. kVp dial ولتاژ سمت low-voltage مدار را اندازه‌گیری می‌کند اما به گونه‌ای تنظیم شده که ولتاژ مدار تیوب (مدار high-voltage) را نشان دهد.

۳. mA dial جریان مدار تیوب را اندازه‌گیری می‌کند.

۴. مدار فیلامنت، فیلامنت را گرم نموده و توسط mA selector تنظیم می‌شود.

تنظیمات تیوب X-ray

الف) جریان تیوب (میلی‌آمپر)

با تغییر جریان تیوب، تعداد الکترون‌هایی که از کاتد به سمت آند می‌روند تغییر می‌کند.

نکته: اپراتور بایستی بالاترین میلی‌آمپر ممکن را انتخاب کرده تا مدت زمان اکسپوژر و شانس حرکت بیمار حداقل گردد.

ب) ولتاژ تیوب (کیلوولتاژ)

ترانسفورمر ولتاژ بالا مسئول تامین ولتاژ دو سر تیوب بوده، به نحوی که انرژی کافی برای الکترونها جهت تولید اشعه X فراهم گردد.

نکته: به عنوان یک قانون کلی در رادیوگرافی پانورامیک و لترال سفالومتری به ازای هر یک سانتی‌متر افزایش ضخامت بافت kVp بایستی ۲ واحد افزایش یابد. (۲kVp/cm)

- ژنراتورهای جریان متناوب (AC) (self-rectified یا half-wave rectified): زمانی که قطبیت ولتاژ اعمال شده به دو سر تیوب متناوبا تغییر کند؛ تنها در نیم سیکل اول یعنی زمانی که کاتد (فیلامنت) منفی و آند مثبت است اشعه X تولید خواهد شد و در میانه هر نیم سیکل یعنی زمانی که ولتاژ اعمال شده به حداکثر میزان خود می‌رسد، بیشترین میزان تولید اشعه X را خواهیم داشت. طی نیم سیکل دوم یعنی زمانی که فیلامنت