فهرست مطالب

فیزیک ۹

ترکیب ماده ۹
ساختار اتمی ۹
اوربیتال‌های الکترونی ۹
یونیزاسیون ۱۰
ماهیت اشعه ۱۰
دستگاه اشعه ایکس ۱۲
توان تیوب (Tube Rating)و چرخه کار(Duty Cycle) ۱۵
تولید اشعه ایکس ۱۶
فاکتورهای کنترل کننده پرتو اشعه ایکس ۱۶
تداخلات (Interactions)اشعه ایکس با ماده ۱۹
تضعیف پرتو (Beam Attenuation) ۲۰

اثرات بیولوژیک پرتوهای یونیزان ۲۵

اثرات شیمیایی و بیوشیمیایی جذب پرتوها
دئوکسی ریبونوکلئیک اسید (DNA) و آسیب‌های کروموزومی و پاسخ به آسیب ۲۵

حفاظت و ایمنی ۳۶

منابع تابش اشعه ۳۶
رادیولوژی دندان، فک و صورت ۳۷
حفاظت از پرسنل ۴۳
محدودیت‌های دوز ۴۴
تضمین کیفیت ۴۴

تصویربرداری دیجیتال ۴۷

آنالوگ در برابر دیجیتال ۴۷
گیرنده‌های تصویر دیجیتال ۴۸
Flat Panel detectors(آشکارسازهای صفحه مسطح) ۵۰
صفحات فسفر حساس به نور (PSP): ۵۰
ویژگی‌های گیرنده دیجیتال ۵۲

تصویربرداری با فیلم ۶۵

فیلم اشعه ایکس(X-Ray Film) ۶۵
فیلم اشعه ایکس داخل دهانی(Intraoral X-Ray Film) ۶۵
فیلم اسکرین(Screen Film): ۶۷
صفحات تشدیدکننده(Intensifying Screens): ۶۷
تنظیم صحیح زمان اکسپوژر (Establishing Correct Exposure Times) ۷۴
مشخصات تصویر(Image Characteristics) ۷۴

اصول هندسی تابش ۸۵

سه روش برای به حداکثر رساندن شارپنس تصویر ۸۵
راه‌کارهای کاهش دیستورشن شکل ۸۶
تکنیک موازی ۸۷
تکنیک نیمساز ۸۷
تعیین موقعیت جسم ۸۷
اثر Egg Shell (پوسته تخم مرغی) ۸۸

پروجکشن‌های داخل دهانی ۹۱

معیار های کیفیت ۹۱
رادیوگرافی اکلوزال ۱۰۰
تصویربرداری از کودکان ۱۰۳
ملاحظات خاص ۱۰۵

تصویربرداری خارج دهانی و آناتومی ۱۰۹

ارزیابی تصویر ۱۰۹
تفسیر در پنج گام ۱۰۹
تصویربرداری سفالومتری ۱۰۹
Lateral skull (Lateral cephalometry) ۱۱۰
PA Skull ۱۱۲
(base) Submentovertex (SMV) (بازال) ۱۱۳
(occipitomental) Waters ۱۱۴
Reverse Towne (با دهان باز) (فرونتواکسی پیتال) ۱۱۵

تصویربرداری پانورامیک ۱۱۹

اصول تشکیل تصویر پانورامیک ۱۲۰
لایه تصویر (Focal Trough) ۱۲۱
تصاویر حقیقی(Real)، دوتایی(Double)، شبحی(Ghost) ۱۲۴

آناتومی رادیوگرافی ۱۳۱

اصول کلی ارزیابی رادیولوژیک ۱۳۱
ساختارهای دنتو آلوئولار حمایت‌کننده ۱۳۳
مندیبل ۱۴۵

ایمپلنت دندانی ۱۵۵

تکنیک‌های تصویربرداری ۱۵۵
توموگرافی کامپیوتری = CBCT , MDCT ۱۵۶
تکنیک‌های بازسازی (Reconstruction) تصویر ۱۵۸
سایر تکنیک‌ها ۱۵۸
ارزیابی و طرح درمان پیش از جراحی ۱۵۸
ارزیابی رادیولوژیک کمیت استخوان ۱۶۰
ارزیابی رادیولوژیک کیفیت استخوان ۱۶۱
تصویربرداری در حین کار = intraoperative ۱۶۲
Image - guided Applications ۱۶۲
تصویربرداری پس از جراحی= Postoperative Imaging and Monitoring ۱۶۶

تضمین کیفیت و کنترل عفونت ۱۶۶

تضمین کیفیت رادیوگرافی ۱۶۸
رادیوگرافی بر پایه فیلم ۱۶۹
رادیوگرافی دیجیتال ۱۷۰
توموگرافی کامپیوتری با اشعه مخروطی (CBCT) ۱۷۳
کنترل عفونت ۱۷۷

تجویز تصویربرداری‌های تشخیصی ۱۷۷

عوامل مؤثر در انتخاب نوع و محدوده (scope) تصویربرداری عبارتند از: ۱۷۷
تصاویر داخل دهانی ۱۷۷
تصاویر خارج دهانی ۱۷۸
تصویربرداری پیشرفته یا Advanced ۱۷۸
Guide line هایی برای تجویز معاینات رادیوگرافی دندانی ۱۸۲
ویزیت اول ۱۸۲
ویزیت مجدد: Recall Visit ۱۸۲
تجویز CBCT ۱۸۳
ملاحظات مربوط به تجویز تصویربرداری در غیاب یافته مثبت ۱۸۳
ملاحظات خاص ۱۸۷

اصول تفسیر رادیوگرافی ۱۸۷

دو روش مطرح برای فرآیند تشخیص در رادیولوژی ۱۸۷

پوسیدگی‌های دندانی ۱۹۷

مکانیسم بیماری ۱۹۷
نقش تصویربرداری در شناسایی ضایعات پوسیدگی ۱۹۷
تصویربرداری با سنسورهای دیجیتال داخل دهانی ۱۹۸
تصویربرداری با فیلم‌های رادیوگرافی داخل دهانی معمولی ۱۹۸
کشف ضایعات پوسیدگی ۱۹۹
رستوریشن‌های دندانی ۲۰۳
ابزارهای تشخیصی جایگزین در کشف پوسیدگی‌های دندانی ۲۰۳

بیماری‌های پریودنتال ۲۰۶

مدالیته‌های تصویربرداری جهت ارزیابی بیماری پریودنتال ۲۰۶

ناهنجاری‌های دندانی ۲۱۶

ناهنجاری تکاملی ۲۱۶
ماکرودنشیا ۲۱۷
رویش دندان‌ها ۲۱۸
مورفولوژی تغییر یافته دندان‌ها ۲۱۸
کانکرسنس ۲۱۹
(twining) Gemination ۲۱۹
تارودنتیسم ۲۲۰
دیلاسریشن ۲۲۰
(Dens in Dente) (Dilated Odontome) Dens invagination ۲۲۱
Dens evaginatus ۲۲۳
بدشکلی مولر انسیزور (Molar-Incisor Malformation) (MIM) ۲۲۳
Amelogenesis Imperfecta ۲۲۴
نماهای بالینی و رادیوگرافی ۲۲۴
Dentiogenesis Imperfecta ۲۲۵
Dentin Dysplasia ۲۲۷
ghost teeth) Regional odontodysplasia(دندان شبحی) ۲۲۸
Enamel Pearl (اناملوما) ۲۲۹
Talon cusp ۲۲۹
هیپوپلازی ترنر ۲۳۰
Cangenital syphilis ۲۳۰
ناهنجاری‌های اکتسابی ۲۳۱
ابریژن(Abrasion) ۲۳۱
اروژن(Erosion) ۲۳۲
تحلیل داخل ریشه ۲۳۳
تحلیل خارجی ریشه ۲۳۳
عاج ثانویه ۲۳۴
سنگ پالپی (Pulp Stones) ۲۳۵
اسکلروز پالپی(Pulpal Sclerosis) ۲۳۵
هایپرسمنتوز ۲۳۶

شرایط التهابی فک‌ها ۲۳۹

بیماری التهابی پری‌اپیکال ۲۳۹
استئومیلیت ۲۴۱
تغییرات ناشی از رادیاسیون به فک‌ها ۲۴۲
استئونکروز فک‌ها در ارتباط با دارو ۲۴۳
تصویربرداری تشخیصی درگیری نسج نرم دربیماری‌های التهابی ۲۴۳
پری‌کرونیت ۲۴۳

سیست‌ها ۲۴۷

سیست‌های ادنتوژنیک ۲۴۷
سیست‌های غیرادنتوژنیک ۲۵۰
سیست‌های کاذب ۲۵۱
سیست‌های با منشأ نسج نرم ۲۵۲

تومورها و نئوپلاسم‌های خوش‌خیم ۲۵۶

نئوپلاسم‌های ادنتوژنیک با منشأ اپی‌تلیالی ۲۵۶
نئوپلاسم‌ها و تومورهای ادنتوژنیک با منشاء میکس مزانشیمی و اپی‌تلیالی ۲۵۸
تومورهای ادنتوژنیک مزانشیمال ۲۶۰
نئوپلاسم‌ها و تومورهای غیرادنتوژنیک ۲۶۲
نئوپلاسم‌ها و تومورهای مزانشیمال ۲۶۴

بیماری‌های تأثیرگذار بر ساختارهای استخوان ۲۷۵

A. ابنورمالیتی متابولیک استخوان ۲۷۵
B. اختلالات اندوکرینی ۲۷۷
C. دیسپلازی استخوانی ۲۸۱

نئوپلاسم‌های بدخیم ۲۹۰

تصویربرداری تشخیصی ۲۹۰
کارسینوماها ۲۹۱
اسکواموس سل کارسینومای منشأ گرفته در سینوس ماگزیلا ۲۹۲
اسکواموس سل کارسینومای منشأ گرفته در استخوان ۲۹۲
اسکواموس سل کارسینومای منشأ گرفته در یک سیست ۲۹۳
موکواپیدرموئید کارسینومای مرکزی ۲۹۳
آملوبلاستومای بدخیم و کارسینومای آملوبلاستیک ۲۹۴
بیماری متاستاتیک ۲۹۵
سارکوماها ۲۹۶
بدخیمی‌های سیستم هماتوپویتیک ۲۹۸
لنفوم ۳۰۰
لوسمی ۳۰۱
هیستوسیتوز سلول لانگرهانس ۳۰۲
تصویربرداری از دهان و صورت و فک برای نجات‌یافتگان از سرطان ۳۰۳

تروما ۳۰۶

معاینه رادیولوژیک تروما ۳۰۶
علایم رادیولوژیک شکستگی ۳۰۶
ترومای دنتوآلوئولار ۳۰۷
شکستگی‌های دندانی ۳۰۷
آسیب بافت پریودنتال ۳۱۱
آسیب‌های تروماتیک به استخوان‌های صورت ۳۱۵
شکستگی‌های ناحیه میانی صورت ۳۱۸
فالوآپ شکستگی‌ها ۳۲۲

بیماری‌های سینوس پارانازال ۳۲۵

تکامل طبیعی و تنوع ساختارها ۳۲۵
بیماری‌های سینوس‌های پارانازال با منشأ داخلی ۳۲۷
کیست کاذب احتباسی(Retention Pseudocyst) ۳۲۹
نئوپلاسم‌ها ۳۳۳

فیزیک

Physics

دکتر نیلوفر قدیمی

ترکیب ماده

✓ ماده: هر آن چیزی که جرم داشته باشد و فضا را اشغال کند.

✓ اتم: واحد بنیادین تمام ماده‌هاست و دارای یک هسته (حاوی پروتون‌هاو نوترون‌ها) و الکترون‌هایی که از طریق **نیروهای الکترواستاتیک** به هسته پیوند خورده‌اند.

مدل‌های ساختار اتم

✓ مدل اتمی بور (Bohr model):

- دیدگاه **کلاسیک**
- ساختار اتم را به **یک منظومه شمسی** تشبیه می‌کند که در آن الکترون‌های دارای بار منفی در اوربیتال‌های مجزا به دور یک هسته مرکزی با بار مثبت حرکت می‌کنند.
- الکترون‌ها در اوربیتال‌های مجزا یا "لایه"هایی قرار دارند که با K، L، M، N، O و P مشخص می‌شوند.
- **لایه K نزدیک‌ترین لایه به هسته است.**
- لایه‌هابا یک عدد کوانتومی ۱، ۲، ۳... نیز توصیف می‌شوند، **که ۱ عدد کوانتومی لایه K است.**
- هر لایه می‌تواند حداکثر دارای $2n^2$ الکترون باشد، که در آن n عدد کوانتومی لایه است.

✓ مدل مکانیک کوانتومی (quantum mechanical model):

- دیدگاه **معاصر**
- الکترون‌ها در **اوربیتال‌های سه بعدی یا ابرالکترونی (Electron clouds)** پیچیده با سطوح مختلف انرژی (energy sublevels) قرار دارند.
- اوربیتال‌های الکترون بر اساس **فاصله از هسته** (عدد کوانتومی اصلی؛ n = ۱، ۲، ۳...) و شکل خود (که با s، p، d، f، g، h و i مشخص می‌شود) توصیف می‌شوند.
- در یک اوربیتال، تنها دو الکترون می‌تواند وجود داشته باشد.
- اوربیتال‌های الکترون به ترتیب پر شدن عبارتند از **1s، 2s، 2p، 3s، 3p، 3d، 4s... 4p، 4d، 4f**

✓ تفاوت دو مدل بوهر و مکانیکی کوآنتوم در الکترون است، یعنی در مدل کوآنتوم اوربیتال همیشه **2e** و در مدل بوهر در هر اوربیتال ($2n^2$) الکترون داریم.

✓ شباهت دو مدل این است که هردو پایه و اساس کافی برای درک مفهومی تولید و تداخلات اشعه ایکس تشخیصی را به وجود می‌آورند.

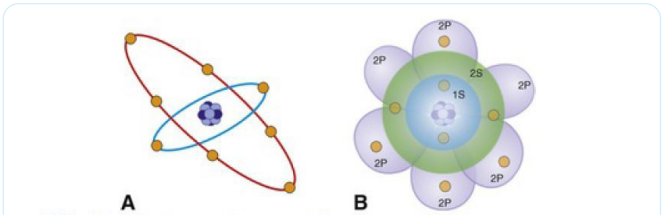


FIG. 1.1 (A) Schematic view of the Bohr model of the oxygen atom showing a nucleus with electrons that travel around the nucleus in circular orbits. (B) Schematic view of the quantum mechanical model of the oxygen atom. The central nucleus is surrounded by an electron cloud that represents probability plots of the location of the electron in a complex arrangement.

ساختار اتمی

✓ در تمام اتم‌ها **به جز هیدروژن**، هسته اتم از پروتون‌های دارای بار مثبت و نوترون‌های خنثی تشکیل می‌شود.

✓ هسته هیدروژن دارای یک پروتون واحد است.

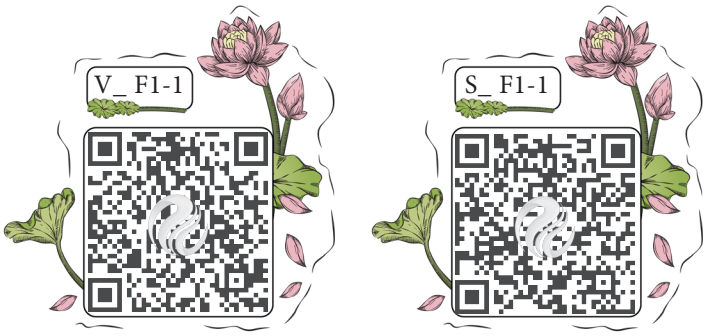
✓ عدد اتمی **(atomic number) (Z)**:

- تعداد پروتون‌های هسته
- برای هر عنصر منحصر به فرد است.
- هر یک از ۱۱۸ عنصر شناخته شده، دارای عدد اتمی مخصوص به خود است.

✓ جرم اتمی **(atomic mass)(A)**:

- تعداد کل پروتون‌ها و نوترون‌ها در هسته یک اتم

✓ نسبت نوترون‌هابه پروتون‌هاتعیین کننده ثبات هسته است و مبنای فروپاشی رادیواکتیو (radioactive decay)می‌باشد.



اوربیتال‌های الکترونی

✓ Electron Binding Energy: انرژی مورد نیاز برای غلبه بر نیرو الکتروستاتیک و جداکردن یک الکترون است.

✓ انرژی باندینگ الکترون با **عدد اتمی و نوع اوربیتال** ارتباط دارد:

- عناصر دارای عدد اتمی بزرگ (Z بزرگ) پروتون بیشتری در هسته خود دارند و در نتیجه الکترون‌های موجود در هر اوربیتال را به شکل محکم‌تری نسبت به عناصر دارای (Z) عدد اتمی کوچکتر متصل می‌کنند.
- در یک اتم، الکترون‌های موجود در اوربیتال‌های داخلی نسبت به اوربیتال‌های دورتر (خارجی‌تر) اتصال محکم‌تری دارند.

✓ انرژی باندینگ الکترون مفاهیم پایه‌ای برای درک یونیزاسیون که حین اکسپوز ماده با اشعه ایکس رخ می‌دهد، ایجاد می‌کند.

استفاده از دسترنج دیگران بدون رضایت آن‌ها، خیر و برکت را از زندگی دور خواهد نمود.

یونیزاسیون

✓ زمانی که تعداد الکترون‌های یک اتم با تعداد پروتون‌های هسته آن برابر است، اتم به لحاظ الکتریکی خنثی است. اگر یک اتم خنثی یک الکترون از دست دهد، به یک یون مثبت تبدیل می‌شود و الکترون آزاد به یک یون منفی محسوب می‌شود.

✓ به منظور یونیزه کردن یک اتم، باید انرژی خارجی کافی برای غلبه بر نیروهای الکترواستاتیک و آزادسازی الکترون از هسته تامین شود.

✓ اشعه‌های **یونیزان** (ionizing radiations): **ذرات دارای انرژی بالا، اشعه ایکس و اشعه ماورا بنفش** (UV) که دارای انرژی کافی برای حرکت دادن الکترون‌ها از اوربیتال خود و یونیزه کردن اتم‌ها هستند.

✓ اشعه‌های **غیریونیزان** (nonionizing radiations): اشعه‌های **نور مرئی، مادون قرمز و مایکروویو و امواج رادیویی** انرژی کافی برای جدا کردن الکترون‌های متصل به اوربیتال را ندارند.

ماهیت اشعه

✓ اشعه به معنای عبور انرژی در فضا و ماده است و به دو شکل رخ می‌دهد:

۱. الکترومغناطیسی (electromagnetic):

۲. ذره‌ای (particulate)

TABLE 1.1

Particulate Radiation

Particle	Symbol	Elementary Charge[a]	Rest Mass (amu)
Alpha	α	+2	4.00154
Beta+ (positron)	β^+	+1	0.000549
Beta− (electron)	β^-	−1	0.000549
Electron	e^-	−1	0.000549
Neutron	n^0	0	1.008665
Proton	p	+1	1.007276

[a]Elementary charge of 1 equals that the charge of a proton or the opposite of an electron.

amu, Atomic mass units, where 1 amu = $\frac{1}{12}$ the mass of a neutral carbon-12 atom.

کاربردهای عملی این اشعه‌هادر مراقبت‌های بهداشتی:

۱. تصویربرداری تشخیصی رادیوگرافی و توموگرافی کامپیوتری، از اشعه ایکس، نوعی از اشعه الکترومغناطیسی که دارای ماهیت یونیزان است استفاده می‌کند.

۲. تصویربرداری رزونانس مغناطیسی **(MRI)**، از اشعه‌های **الکترومغناطیسی** استفاده می‌کند که دارای انرژی بسیار پایین‌تری از اشعه ایکس است و انرژی‌های غیر یونیزان هستند.

۳. بعضی از رادیوداروها که در پزشکی هسته‌ای تشخیصی به کار می‌روند، از خود اشعه ذره‌ای ساطع می‌کنند. به عنوان مثال، **F-FDG** (فلورودئوکسی گلوکز متصل به فلورین) از خود پوزیترون ساطع می‌کند، که یک مرحله مهم در تصویربرداری **PET** (positron emission tomography) می‌باشد.

۴. اشعه‌های الکترومغناطیسی پر انرژی **(اشعه گاما، Y)** و تشعشعات ذره‌های پر انرژی **(اشعه‌های الکترونی و پروتون‌ها)** در درمان **سرطان** به کار می‌روند.

اشعه الکترومغناطیسی

✓ اشعه الکترومغناطیسی، به معنای حرکت انرژی در فضا به شکل ترکیبی از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی است.

✓ زمانی تولید می‌شود که سرعت یک ذره با بار الکتریکی تغییر کند.

✓ اشعه گاما، اشعه ایکس، اشعه ماورا بنفش، نور مرئی، اشعه مادون قرمز (گرما)، مایکروویو و امواج رادیویی نمونه‌هایی از اشعه الکترومغناطیسی هستند.

✓ اشعه گاما:

- از **هسته اتم‌های رادیواکتیو** نشات می‌گیرد.
- معمولا دارای انرژی بیشتری نسبت به اشعه ایکس هستند.

✓ اشعه ایکس:

- **بیرون از هسته تولید** می‌شوند.
- حاصل تداخل الکترون‌ها با هسته‌های اتمی بزرگ (مانند چیزی که در دستگاه‌های اشعه ایکس رخ می‌دهد)

✓ **انواع پرانرژی اشعه‌های موجود در طیف الکترومغناطیسی- اشعه ماورا بنفش، اشعه ایکس و اشعه گاما- می‌توانند ماده را یونیزه کنند.**

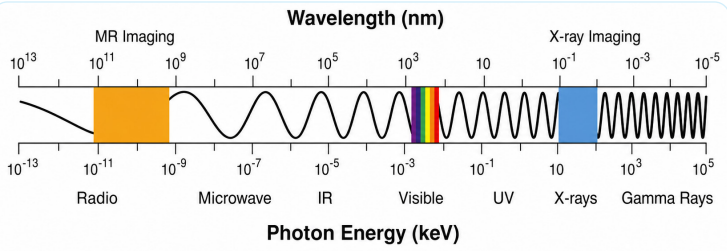


FIG. 1.2 Electromagnetic spectrum showing the relationship between photon wavelength and energy and the physical properties of various portions of the spectrum. Photons with shorter wavelengths have higher energy. Photons used in dental radiography *(blue)* have energies of 10 to 120 keV. Magnetic resonance *(MR)* imaging uses radio waves *(orange)*. *IR*, Infrared radiation; *UV*, ultraviolet radiation.

نکته

ترتیبِ انرژی از بیشترین به کمترین (توجه: فوتون‌های با طول موج کوتاه‌تر دارای انرژی بیشتری می‌باشند(انرژی و طول موج نسبت عکس دارند.گاما > اشعه x > ماوراء بنفش(UV) > نور مرئی > گرما یا مادون قرمز(IR) - ماکروویو- امواج رادیویی(MRI)

✓ انرژی فوتون‌های رادیوگرافی دندانی از ۱۰ تا ۱۲۰ کیلوالکترون ولت می‌باشد.

✓ تصویربرداری MRI با امواج رادیویی انجام می‌شود.

✓ بعضی از ویژگی‌های اشعه الکترومغناطیسی با تئوری کوانتوم (quantum theory) و برخی دیگر به شکل تئوری موجی (wave theory) توضیح داده می‌شوند:

تئوری کوانتوم:

- تابش الکترومغناطیسی را به عنوان بسته‌های مجزای کوچک انرژی در نظر می‌گیرد که "**فوتون**" نامیده می‌شوند.
- فوتون‌هابا سرعت نور حرکت می‌کنند.
- فوتون‌ها دارای مقدار مشخصی از انرژی هستند که با واحد **الکترون ولت (eV)** نشان داده می‌شود.

- کدام ویژگی‌هارا توجیه می‌کند:
- داده‌های تجربی (آزمایشگاهی) مرتبط با تداخل **(interaction)** اشعه با اتم‌ها
- اثر فوتوالکتریک
- تولید اشعه ایکس

تئوری موجی:

- اشعه به شکل موج، شبیه امواج حاصل از بر هم خوردن آب منتشر می‌شود.
- امواج از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی تشکیل شده‌اند که در صفحه‌هایی با زاویه قائم نسبت به هم قرار گرفته‌اند و به صورت عمود بر جهت حرکت در نوسان هستند.
- همه امواج الکترومغناطیسی **در خلا** با سرعت نور **($c=3.0\times10^8 m/s$)** حرکت می‌کنند.
- امواج با توجه به **طول موج** (λ بر حسب **متر**) و فرکانس (دور در ثانیه ،هرتز ،v) توصیف‌می‌شوند.
- **برای بررسی رادیاسیون در جسم، زمانی که میلیون‌ها کوانتوم آزمایش می‌شوند، مفیدتر است.**

کدام ویژگی‌هارا توجیه می‌کند:

- شکست (refraction)
- انعکاس(reflection)
- انکسار (diffraction)
- تداخل **(interference)**
- پلاریزاسیون (polarization)

Relationship Between Energy *(E)* and Wavelength (λ) of Electromagnetic Radiation

$E=h\times\frac{c}{\lambda}$ simplified as $E=\frac{1.24}{\lambda}$ $E\propto\frac{1}{\lambda}$	*E* is energy (kiloelectron volts, keV) *h* is the Planck constant (6.626×10^{-34} joule-seconds or 4.13×10^{-15} eV-s) *c* is the velocity of light = 3×10^8 m/s λ is wavelength (nanometers, nm)

Key point: **Inverse relationship between energy and wavelength of an electromagnetic radiation**

✓ **تعریف فتون با انرژی:**

- **بالا (x و گاما) ← انرژی (ev)**
- **متوسط (U.V و نور مرئی) ← طول موج (nm)**
- **پایین (امواج رادیویی FM و AM) ← فرکانس (MHZ و KHZ) (مگا و کیلوهرتز)**

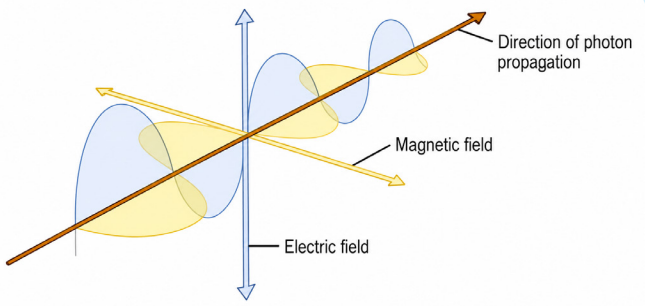
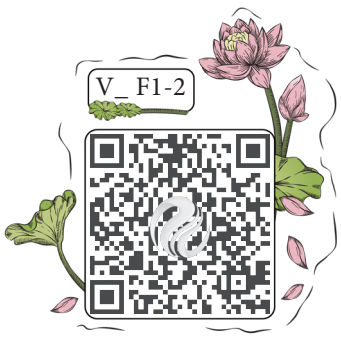


FIG. 1.3 Electric and magnetic fields associated with electromagnetic radiation.





رادیاسیون ذره ای

✓ اتم‌های کوچک تقریبا دارای تعداد مساوی پروتون و نوترون هستند، در حالی که اتم‌های بزرگتر نوترون‌های بیشتری نسبت به پروتون دارند. اتم‌های بزرگتر به دلیل توزیع نابرابر پروتون‌هاو نوترون‌هاناپایدار هستند و ممکن است تجزیه شوند و ذرات α (آلفا) یا β (بتا) یا اشعه y (گاما) آزاد کنند. این فرآیند، **"رادیواکتیویته"** نامیده می‌شود.وقتی یک اتم رادیواکتیو ذره آلفا یا بتا آزاد می‌کند، اتم به عنصر دیگری تبدیل می‌شود (ماهیت اتم عوض می‌شود). یک نوع دیگر رادیواکتیویته، فروپاشی گاما (γ decay) است که درآن اشعه گاما به عنوان بخشی از یک زنجیره فروپاشی که در آن هسته از یک حالت برانگیخته به حالت پایه با سطح پایین تر تبدیل می‌شود تولید می‌گردد. این عمل معمولا **پس از آزادسازی ذره آلفا یا بتا** توسط هسته یا پس از **شکستن (fission)** یا **همجوشی (fusion)** هسته‌ای رخ می‌دهد.

✓ یک اتم ناپایدار با پروتون اضافی ممکن است با تبدیل پروتون به:

- یک نوترون+ ذره بتای مثبت (β+) (پوزیترون) +یک نوترینو دچار فروپاشی می‌شود.
- **پوزیترون** سریعا در اثر ترکیب با الکترون(annihilate) خنثی می‌شود و **دو اشعه گاما** را ایجاد می‌کند و این واکنش، مبنای تصویربرداری **PET** است.

✓ یک اتم ناپایدار با نوترون اضافی ممکن است با تبدیل نوترون به:

- یک پروتون+ ذره بتای منفی (β-) + یک نوترینو دچار فروپاشی شود.

- ذرات β- ←
  - **مشابه الکترون** هستند.
  - باسرعت‌بالا می‌توانندتا **۱/۵ سانتیمتر** درباف‌تنفوذ کنند.
  - ذرات -βحاصل از **ید رادیواکتیو** - ۱۳۱ برای درمان
  - بعضی از **سرطان‌های تیروئید** به کار می‌روند.

- ذرات آلفا (α) ←
  - هسته **هلیوم** هستند که از دو پروتون و دو نوترون تشکیل شده‌اند.
  - **از فروپاشی رادیواکتیو بسیاری از عناصر دارای عدد اتمی بزرگ ایجاد می‌شود**
  - به دلیل داشتن **دو بار مثبت** و **جرم سنگین** خود، ماده‌ای را که از آن‌ها عبور می‌کنند **به شدت یونیزه** می‌کنند.
  - فقط **چند میکرومتر** در بافت بدن نفوذ می‌کنند **(LET بالا)** و این دامنه محدود موجب استفاده از ساطع کننده‌های آلفا مانند **رادیوم - ۲۲۳** در پرتودرمانی هدفمند برای **متاستازهای استخوان** شده است.

✓ توانایی تشعشعات ذره‌ای برای یونیزه کردن اتم‌ها **به جرم (مستقیم)، سرعت (معکوس) و بار (مستقیم)** آن‌ها بستگی دارد.

اثرات بیولوژیک پرتوهای یونیزان

Biologic Effects of Lonizing Radiation

دکتر نیلوفر قدیمی

اثرات شیمیایی و بیوشیمیایی جذب پرتوها

✓ فوتون‌های اشعه x باعث یونیزاسیون مولکول‌های بیولوژیک می‌شوند.

✓ واکنش‌های اولیه بین فوتون‌های اشعه ایکس و مولکول‌های بیولوژیک اغلب بلافاصله و طی 10^{-13} ثانیه پس از تابش، صورت می‌گیرد.

رادیکال‌های آزاد ناپایدار

- اتم‌ها و مولکول‌هایی که یک الکترون جفت نشده در لایه والانس دارند.
- به شدت واکنش‌پذیر هستند ← عمر کوتاهی دارند.
- نقش غالب در ایجاد تغییرات مولکولی درمولکول‌های بیولوژیک دارند.

✓ اثرات بیولوژیک رادیاسیون یونیزان به صورت واکنش‌های مستقیم و غیرمستقیم اتفاق می‌افتد.

✓ واکنش‌های مستقیم و غیرمستقیم هر دو باعث تولید رادیکال‌های آزاد ناپایدار می‌شوند.

واکنش مستقیم

✓ فوتون‌ها مستقیماً برخورد کرده و ماکرومولکول‌های بیولوژیک را یونیزه می‌کنند ← الکترون‌های آزاد تولید شده از تداخلات یونیزاسیون (الکترون ثانویه) ممکن است به صورت مستقیم با ماکرومولکول بیولوژیک برخورد کنند.

✓ مولکول‌های بیولوژیک انرژی اشعه یونیزان را جذب کرده و در مدت 10^{-10} ثانیه رادیکال‌های آزاد ناپایدار ایجاد می‌شود این رادیکال‌های آزاد سریعاً ازطریق تجزیه (شکسته شدن) یا کراس لینک (اتصال دو مولکول) به فرم پایدار تغییر شکل می‌دهند. مولکول‌های بیولوژیک تغییر یافته چون از نظر ساختار و عملکرد از مولکول‌های اولیه متفاوت هستند، باعث تغییرات بیولوژیک در ارگانیسم تابش یافته می‌شوند.

$$X_{\text{اشعه}} + RH \rightarrow R^{\circ} + H^{+} + e^{-}$$

$$\text{تجزیه:}\quad R^{\circ} \rightarrow X + Y^{\circ}$$

$$\text{کراس‌لینک:}\quad R^{\circ} + S^{\circ} \rightarrow RS$$

(RH : R مولکول و H اتم هیدروژن است).

✓ واکنش‌های مستقیم غالباً به وسیله اشعه‌هایی با انتقال خطی (LET) بالا و کمتر با رادیاسیون‌های با LET پایین مانند اشعهX اشعه گاما ایجاد می‌شوند (اثرات مستقیم با LET پرتو رابطه مستقیم دارد).

در واکنش غیرمستقیم

✓ فوتون‌ها و الکترون‌های ثانویه با آب (که ۷۰٪ سلول‌های پستانداران را تشکیل می‌دهد) برخورد کرده و محصولات ناشی از یونیزاسیون آب باعث آسیب‌های بیولوژیک می‌شوند.

✓ واکنش‌های غیر مستقیم غالباً ناشی از اشعه X هستند.

✓ محصولات اولیه حاصل از برخورد فوتون اشعه ایکس با آب، رادیکال‌های آزاد هیدروژن (•H) و هیدروکسیل (•OH) هستند ← ناپایدار بوده و به فرم پایدار تبدیل می‌شوند ← مولکول‌های تغییر یافته ← ویژگی‌های شیمیایی و بیولوژیک متفاوتی نسبت به مولکول‌های اصلی دارند.

✓ رادیکال هیدروکسیل(•OH) بسیار واکنش‌پذیر است و دو سوم آسیب‌های بیولوژیکی در سلول‌های پستانداران ناشی از اشعه X را سبب می‌شود.

$$X_{\text{اشعه}} + H_2O \rightarrow +H^{\circ} + OH^{\circ}$$

$$R - H + OH^{\circ} \rightarrow R^{\circ} + H_2O$$

$$R - H + H^{\circ} \rightarrow R^{\circ} + H_2$$

✓ در حضور اکسیژن هیدروپراکسیل و هیدروژن پراکسید تشکیل می‌شود. این‌ها عوامل اکسید کننده قوی هستند که به طور قابل ملاحظه‌ای در واکنش‌های غیر مستقیم شرکت می‌کنند.

$$H^{\circ} + O_2 \rightarrow H_2O^{\circ}$$

$$HO_{2^{\circ}} + HO_{2^{\circ}} \rightarrow H_2O_2 + O_2$$

دئوکسی ریبونوکلئیک اسید (DNA) و آسیب‌های کروموزومی و پاسخ به آسیب

✓ آسیب به DNA سلول دلیل اصلی مرگ ناشی از پرتودرمانی سلول، جهش‌های ارثی و سرطان می‌باشد.

پرتوهای یونیزان از طریق تولید رادیکال‌های آزاد،انواع مختلف تغییرات را در DNA ایجاد می‌کند، شامل:

- آسیب به باز (Basedamage)
- شکست تک رشته‌ای (Single - Strand breaks)
- شکست دو رشته‌ای (Double - Strand breaks)
- کراس لینک‌های DNA-DNA و DNA- پروتئین

✓ مکانیسم پاسخ DNA شامل : ۱.مولکول‌های حساس (که آسیب را تشخیص می‌دهند) و۲. مسیرهای انتقال سیگنال (که مکانیسم‌های ترمیم DNA را فعال یا تنظیم می‌کند.)

✓ مکانیسم‌های ترمیم:

- ترمیم جدا شدن باز (base excision repair) و ترمیم جدا شدن نوکلئوتید (nucleotide excision repair) به طور مؤثر اکثر آسیب‌های باز، شکست‌های تک رشته‌ای و کراس لینک‌های DNA را ترمیم می‌کنند.

استفاده از دسترنج دیگران بدون رضایت آن‌ها، خیر و برکت را از زندگی دور خواهد نمود.

شکست دو رشته‌ای DNA:

مهمترین آسیب

عامل مخرب در کشتن سلول‌ها،القا تومور و اثرات وراثتی ناشی از رادیاسیون یونیزان

ترمیم توسط nonhomologous end-joining ← یا homologous recombination

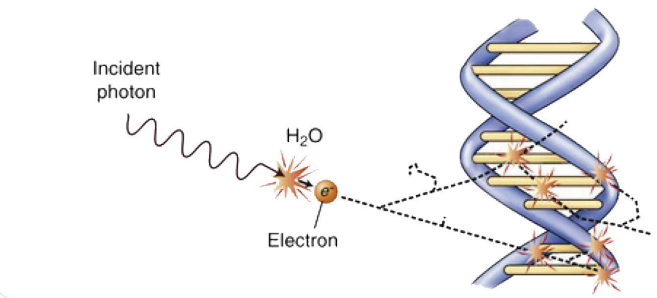
Nonhomologous end-joining یک مکانیسم مستعد خطا است و بسیاری از جهش‌های ناشی از پرتوی یونیزان را سبب می‌شود.

آسیب خوشه‌ای DNA:

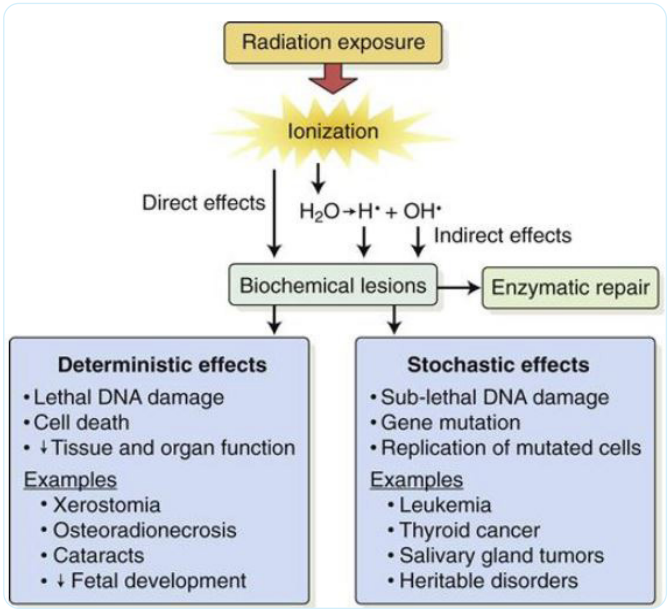
✓ دو یا بیش از دو آسیب نزدیک به هم (آسیب باز - شکست رشته) که در دو دور مارپیچ DNA اتفاق می‌افتد.

✓ الگوی تخلیه انرژی ناشی از فوتون اشعه X منفرد ممکن است باعث این آسیب‌های خوشه‌ای شود.

- آسیب بحرانی (critical) برای کشتن سلول و موتاسیون



شکل: آسیب خوشه‌ای به DNA (دئوکسی ریبو نوکلئیک اسید): فوتون منفرد ممکن است باعث چند یونیزاسیون در DNA شود.در این مثال، فوتون برخوری باعث یونیزاسیون مولکول آب شده و الکترون برگشتی سبب آسیب خوشه‌ای بر چندین نقطه از ملکول DNA می‌شود، آسیب خوشه‌ای به سختی ترمیم می‌شود و نظر می‌رسد عامل اکثر مرگ سلولی ناشی از رادیاسیون، اثرات کارسینوژنیک و اثرات ارثی می‌باشد.

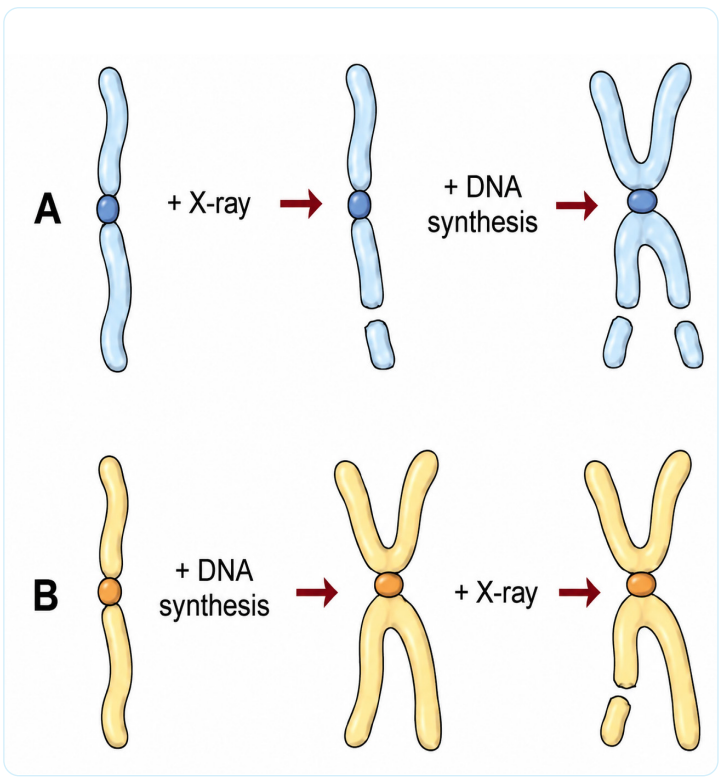


ترجمه شکل: رویدادهای بعد از اکسپوژر به اشعه یونیزان در انسان، اثرات مستقیم و غیر مستقیم اشعه و تغییرات ملکولی اولیه در ملکول‌های ارگانیک در کمتر از ۱ s رخ می‌دهد. ترمیم آنزیماتیک یا پیشرفت بیشتر ضایعات بیوشیمیایی در عرض چند دقیقه یا چند ساعت ایجاد می‌شود. اثرات قطعی و احتمالی در مقیاس زمانی چند ماه، چند دهه تا چند نسل می‌تواند رخ دهد.

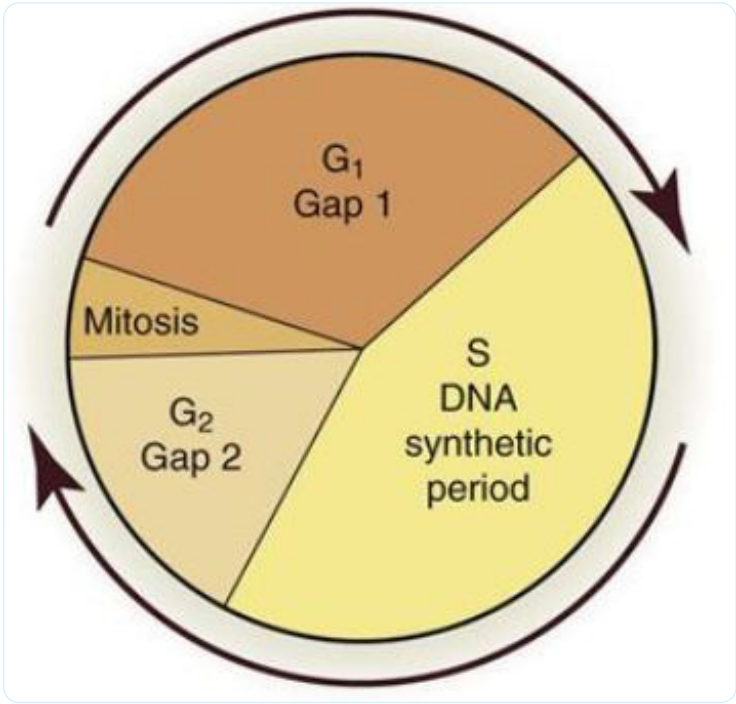
نکات مربوط به چرخه سلولی

✓ اگر رشته DNA قبل از همانندسازی بشکند (مرحله G۱ و ابتدای فاز S چرخه سلولی) ← محل شکست همانند سازی شده و هر دو کروماتید خواهری آسیب را به همراه خواهند داشت ← انحرافات کروموزومی

✓ اگر سلول پس از همانندسازی کروموزوم تحت تابش قرار گیرد ← شکست فقط در یکی از کروماتیدهای خواهری اتفاق می‌افتد ← انحراف کروماتیدی



ترجمه شکل: انحرافات کروموزومی. (A) تابش رادیاسیون قبل از سنتز DNA عامل انحراف دوبازویی (کروموزومی) به دلیل همانندسازی آسیب در طی فاز s شده و در میتوز بعدی قابل رویت می‌شود. (B) تابش رادیاسیون به سلول بعد از سنتز DNA عامل انحراف تک بازوی (کروماتیدی) می‌شود.



ترجمه شکل:
چرخه سلولی. سلول در حال تقسیم سلولی از فاز میتوز شده وارد چرخه می‌شود. هنگامی که کروموزوم‌ها متراکم شده و قابل رؤیت می‌شوند به gap۱ (G۱) می‌رسند و سپس وارد فازهای سنتز DNA (S) و gap۲ (G۲) رسیده و در نهایت به میتوز بعدی وارد می‌شوند.

نکته

سلول‌ها در فاز:
G۲ و میتوز بیشترین حساسیت به اشعه
حساسیت کمتری در فاز G۱
کمترین حساسیت را در طول انتهای فاز S دارند.

- ✓ فرکانس ایجاد انحرافات به طور کلی با میزان دز دریافتی متناسب است.
- ✓ برخی انحرافات برای سلول کشنده هستند وعامل ایجاد مرگ سلولی در طول میتوز می‌باشند مانند:
  - کروموزوم حلقوی (ring chromosome)
  - کروموزوم دی سانتریک (dicentric chromosome)
  - پل آنافاز (anaphase bridge)
- ✓ بقیه انحرافات غیر کشنده بوده و شامل جابه‌جایی (translocations) و حذف‌های کوچک (small deletions) می‌باشند که ممکن است عامل القای تومور یا اثرات وراثتی ناشی از اشعه باشند.

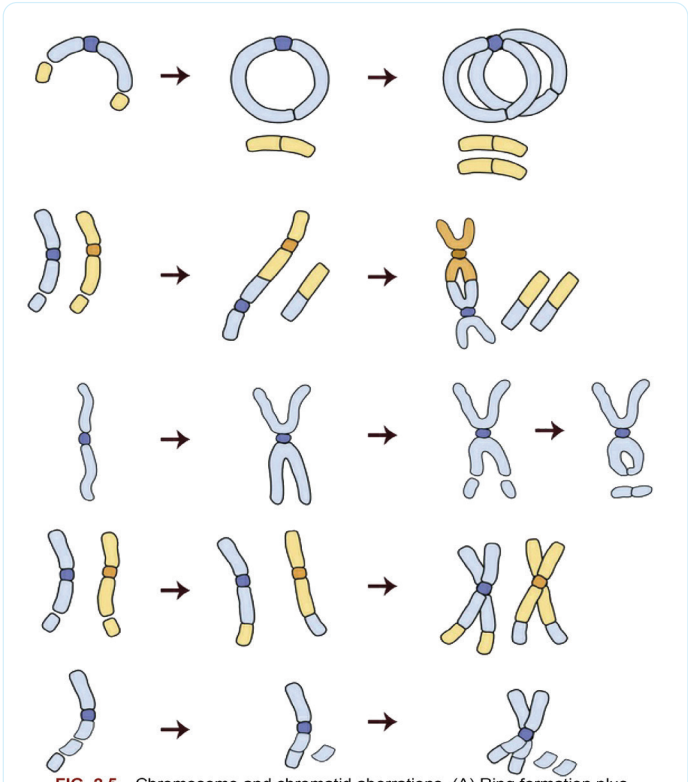
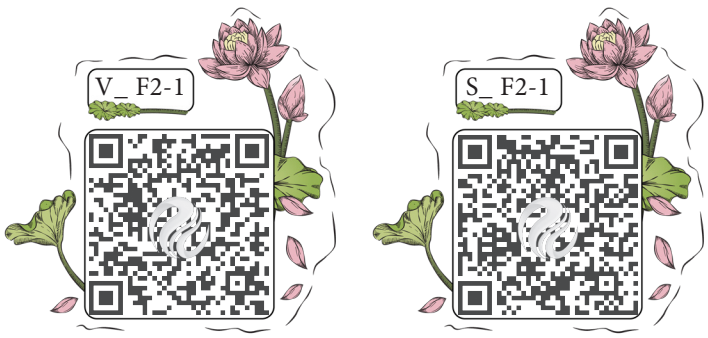


FIG. 2.5 Chromosome and chromatid aberrations. (A) Ring formation plus acentric fragment. (B) Dicentric formation. (C) Anaphase bridge formation. (D) Translocation and (E) deletion. The occurrence of the breakage and fusion events relative to the cell cycle phase is denoted by the bar on the top.



اثرات احتمالی و قطعی

- ✓ تفاوت اصلی بین دو اثر دز استانه است ← اثرات احتمالی دز استانه ندارند، در حالی که اثرات قطعی فقط هنگامی که دز از استانه بیشتر باشد اتفاق می‌افتد.
- ✓ دز رادیاسیون تشخیصی بیمار را در ریسک اثرات احتمالی قرار می‌دهد اما ریسک اثرات قطعی ندارد.

علت ایجاد	اثرات احتمالی	اثرات قطعی
	آسیب (غیرکشنده) DNA	مرگ سلولی
دوز آستانه	ندارد	دارد
	دوز آستانه وجود ندارد. اثر آن می‌تواند توسط هر دوزی از تابش بروز یابد.	اثر آن فقط در صورت تجاوز از حد آستانه بروز می‌یابد.
شدت اثرات بالینی و دوز	شدت اثر بالینی مستقل از دوز است. پاسخ همه یا هیچ. فرد یا آسیبی را بروز می‌دهد یا نمی‌دهد.	شدت اثرات بالینی متناسب با دوز است. هرچه دوز بیشتر باشد، اثر آن شدیدتر است.
رابطه بین دوز و اثر	احتمال (فرکانس) (شیوع) اثر متناسب با دوز؛ هرچه دوز بیشتر باشد، خطر بروز اثر بیشتر می‌شود.	احتمال اثر مستقل از دوز؛ با تجاوز بیش از حد آستانه، در بیشتر افراد بروز اثر رخ می‌دهد.
ناشی از دوزهای کاربردی در رادیولوژی تشخیصی	هست	نیست
مثال‌ها	سرطان ناشی از پرتوتابی	استئورادیو نکروز
	اثرات ارثی	آب مروارید (کاتاراکت) ناشی از اشعه
	سرطان پوست ناشی از اشعه	سوختگی پوست ناشی از اشعه

اثرات احتمالی (Stochastic Effects)

- ✓ سلول تحت تابش زنده می‌ماند اما همراه با موتاسیون DNA است.
- ✓ پیامد تغییرات زیر حد مرگ (sublethal) در DNA سلول است.
- ✓ تظاهرات اثرات به نوع سلول آسیب دیده بستگی دارد (مثال: اثرات ارثی تنها هنگامی اتفاق می‌افتند که موتاسیون در سلول‌های جنسی رخ دهد)
- ✓ علت اثرات به موتاسیون معین القاء شده بستگی دارد (مثال: برای ایجاد اثرات کارسینوژنز، موتاسیون باید سلول مشخص با مزیت انتخابی رشد را درگیر کند)
- ✓ احتمال ایجاد اثر وابسته به دوز می‌باشد.
- ✓ شدت اثر مستقل از دوز است.
- ✓ یک فوتون اشعه X پتانسیل ایجاد موتاسیون DNA را دارد. بنابراین حتی کوچکترین دز اشعه می‌تواند باعث اثرات وراثتی یا سرطان شود.
- ✓ با افزایش دز اشعه، تعداد محل‌های آسیب ناشی از اشعه در DNA افزایش می‌یابد و ریسک بیماری‌هایی با علت موتاسیون متعاقب آن افزایش می‌یابد. بنابراین، احتمال اثرات احتمالی با افزایش دز اشعه افزایش می‌یابد.

حفاظت و ایمنی

Safety and Protection

دکتر نیلوفر قدیمی

منابع تابش اشعه

۱. تابش زمینه
۲. اکسپوژر پزشکی
۳. محصولات مصرفی
۴. سایر منابع

✓ عامل اصلی اکسپوژر رادیاسیون عموم جمعیت، منابع زمینه‌ای طبیعی و پزشکی است.

✓ بیشترین دوز تابش زمینه‌ای = رادون

✓ بیشترین دوز تابش پزشکی = CT

✓ دوز موثر سالیانه ناشی از تابش زمینه‌ای=پزشکی= حدود ۳ msv در کل= حدود ۶ msv

TABLE 3.1
Average Annual Effective Dose of Ionizing Radiation

Source	DOSE (mSv)	
	US[a]	Global[b]
Natural background		
Radon	2.3	1.3
Space	0.3	0.4
Internal radionuclides	0.3	0.3
Terrestrial	0.2	0.5
Subtotal background	***3.1***	***2.4***
Medical		
Computed tomography	1.5	0.57
Interventional fluoroscopy	0.4	
Conventional radiography and fluoroscopy	0.3	
Dental	0.007	0.002
Nuclear medicine	0.8	0.03
Subtotal medical	***3.0***	***0.6***
Consumer products and other	0.1	0.01
Grand total	***6.2***	***3.0***

تابش زمینه‌ای:

رادون > کیهانی > داخلی > زمینی

پزشکی:

CT (قفسه سینه/شکم)> هسته‌ای(تصویربرداری قلبی) > فلوروسکوپی مداخله‌ای > رادیوگرافی و فلوروسکوپی کانونشنال > دندانی

تابش زمینه‌ای (BACKGROUND RADIATION)

✓ همه حیات روی کره زمین در اثر اکسپوژر مدام به رادیاسیون زمینه‌ای طبیعی شکل گرفته است.

✓ دوز مؤثر سالیانه حدود ۳/۱ msv (۲/۴ msv در میانگین جهانی)

✓ تفاوت قابل توجهی در اکسپوژر تابش زمینه‌ای برحسب مکان جغرافیایی وجود دارد.

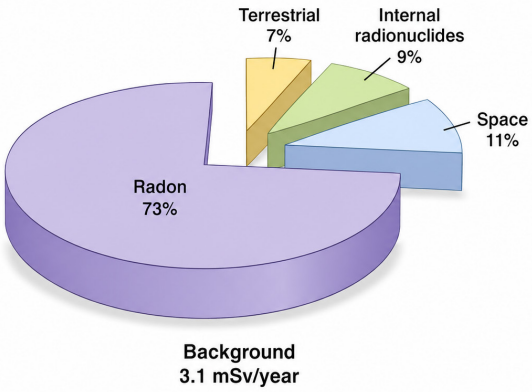


FIG. 3.1 Natural Background Radiation Contributes 3.1 mSv on Average Per Year. Most exposure comes from radon, but there are significant contributions from space, ingested radionuclides, and terrestrial sources, including external radionuclides in the soil and building materials. (Data from National Council on Radiation Protection and Measurements. *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2009. NCRP Report 160,)

رادون و محصولات حاصل از فروپاشی آن(Radon and Its Progeny)

✓ مرحله‌ای بینابینی در استحاله اورانیوم ۲۳۸

✓ گازی است که از زمین آزاد می‌شود و به خانه‌ها و ساختمان‌ها وارد می‌شود.

✓ رادون ۲۲۲ و محصول استحاله آن ،پولونیوم ۲۱۸ ،ذرات الفا ساطع می کنند.

✓ به ذرات گرد و غبار متصل شوند که می‌توانند استنشاق شوند و روی اپیتلیوم تنفسی در راه هوایی رسوب کنند.

✓ رادون مسئول حدود ۷۳٪(بیشترین) تابش‌های زمینه‌ای جمعیت جهان

عامل مرگ در اثر سرطان ریه به خصوص در سیگاری‌ها

رادیاسیون کیهانی(Space Radiation)

✓ از خورشید یا سایر اشعه‌های کیهانی

✓ به طور اولیه از پروتون‌ها، هسته هلیوم و هسته عناصر سنگین و ذراتی که توسط تداخل تابش فضایی اولیه با اتمسفر زمین ایجاد شده است بوجود می آید.

✓ اکسپوژر ناشی از تابش کیهانی در درجه اول تابعی از ارتفاع است.

✓ به ازای هر ۲۰۰۰ متر افزایش ارتفاع، دو برابر می‌شود زیرا اتمسفر کمتری برای کاهش دادن مقدار تشعشع وجود دارد.

✓ حدودا در ۱۱٪ اکسپوز زمینه‌ای شرکت می کند.

رادیونوکلوئیدهای داخلی(Internal Radionuclides)

✓ خورده می‌شوند (اکسپوژر از طریق رادیونوکلئوییدهای خوراکی)

✓ بیشترین اکسپوژر داخلی از غذاها شامل اورانیوم و توریوم و محصولات حاصل از متلاشی شدن آن‌ها (عمدتاً پتاسیم- ۴۰) می‌باشد اما سایر محصولات استحاله مثل روبیدیوم ۸۷ ،کربن ۱۴ تریتیوم و غیره نیز در این امر دخیل هستند.

✓ اکسپوژر کلی ناشی بلع حدود ۹٪ در تابش زمینه‌ای

تابش زمینی (Terrestrial Radiation)

✓ منبع نهایی تابش‌های طبیعی

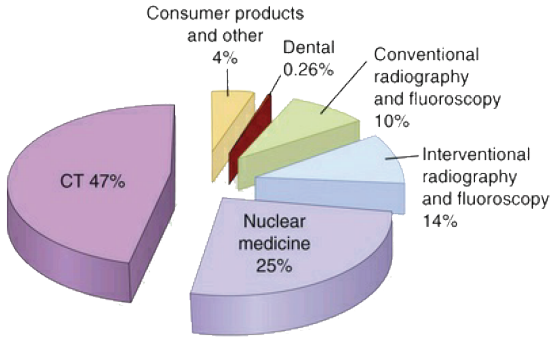
✓ از هسته‌های رادیواکتیو موجود در خاک، به خصوص پتاسیم ۴۰ و محصولات متلاشی شدن اورانیوم ۲۳۸ و توریوم ۲۳۲ به دست می‌آید.

هرگونه کپی برداری از محتویات کتاب بدون رضایت مولفین و ناشر حرام می‌باشد.

✓ اغلب تشعشات گاما از این منابع، در ارتفاع حداکثر ۲۰ سانتیمتری از خاک وجود دارند.

✓ اکسپوژر ناشی از این رادیونوکلئیدها در محیط داخلی نزدیک به اکسپوژر در فضای باز است چرا که عایقی که به واسطه مواد ساختمانی ایجاد می‌شود اکسپوژر ناشی از نوکلئیدهای رادیواکتیو داخل این مواد را به تعادل می‌رساند.

✓ حود ۷٪ از تابش زمینه



Medical, consumer products and other
3.1 mSv/year

FIG. 3.2 Sources of Radiation in the United States From Medical Examinations and Consumer Products. The average person in the United States receives approximately as much radiation from medical and consumer products sources (3.1 mSv/year) as from natural background exposure. Most medical x-ray exposures come from computed tomography *(CT)*, nuclear medicine (primarily cardiac imaging), fluoroscopy, and conventional radiography. Exposures from dental examinations and from occupational, fallout, and nuclear power sources are small. Although individuals with exposures from natural background are fairly evenly distributed in the population, most medically exposed individuals are relatively old and sick.

اکسپوژرهای پزشکی (Medical Exposure)

✓ اکسپوژر ناشی از رادیاسیون تشخیصی پزشکی، ۳/۱ میلی سیورت و معادل اکسپوژر زمینه‌ای طبیعی است.

✓ CT در بیشتر از نصف تابش‌های پزشکی نقش دارد.

✓ رادیوگرافی دندانی ۱۴ درصد از رادیاسیون های پزشکی را شامل می‌شود.

✓ برخلاف تابش زمینه‌ای که همه افراد را نسبتاً به طور یکنواخت اکسپوز می‌کند، سهم اکسپوزهای پزشکی بیشتر به افراد مسن و بیمار که تابش پزشکی بیشتری دریافت می‌کنند انحراف دارد. (توزیع نامتوازن)

✓ معاینه‌های اشعه X دندانی اگر چه نسبتاً شایع هستند تنها مسئول ۰/۲۶ درصد تمام اکسپوژرهای ناشی از تصویربرداری پزشکی هستند.

محصولات مصرفی

✓ به ترتیب اهمیت شامل اکسپوز ناشی از دود سیگار، مواد ساختمانی، پرواز هوایی، کار در معدن و کشاورزی و احتراق سوخت‌های فسیلی است.

✓ سایر منابع جزئی‌تر: پرسلن‌های دندانی، گیرنده‌های تلویزیونی و هشداردهنده حریق

✓ حدود ۱/۶٪ تمام اکسپوز میانگین سالانه

سایر منابع

✓ افراد زیر را تحت تاثیر قرار می‌دهند: مراقبین یا سایر افراد در تماس با بیماران تحت درمان پزشکی هسته‌ای، افرادی که در ژنراتورهای انرژی هسته‌ای کار می‌کنند، افراد دخیل در حیطه فعالیت‌های صنعتی، پزشکی، آموزشی یا پژوهشی، کارکنان شاغل در تصویربرداری‌های پزشکی و دندانپزشکی، کارکنان شاغل در بخش بازرسی بار فرودگاه و پرسنل پروازهای تجاری. همه این منابع تابش روی هم رفته تنها حدود ۰/۱ درصد از کل میانگین اکسپوژر سالانه را شامل می‌شوند.

رادیولوژی دندان، فک و صورت

✓ اساس اولیه تصویربرداری تشخیصی این است که سود آن برای بیمار بسیار بیشتر از خطرات مرتبط با تابش باشد. به منظور دستیابی به این هدف دوز ناشی از تصویربرداری دندان و فک و صورت باید:

✓ به منظور ایجاد تصویری که از لحاظ تشخیصی قابل قبول باشد، بهینه گردد (Optimized)

- کمتر از آستانه مورد نیاز جهت ایجاد اثرات قطعی باشد.

✓ کاهش یابد تا خطرات احتمالی را در محدوده ای قابل قبول نگه دارد.

تخمین خطر سرطان ناشی از رادیولوژی تشخیصی دندان و فک و صورت

✓ خطر اساسی رادیوگرافی دنتوماگزیلوفاسیال احتمال کم سرطان ناشی از اشعه است.

✓ سرطان بیماری شایعی است که حدود ۴۰ درصد افراد را درگیر می‌کند و عامل حدود ۲۰ درصد از مرگ هاست.

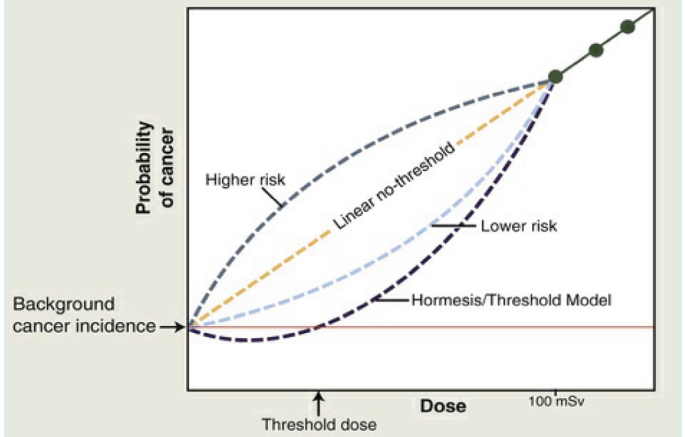


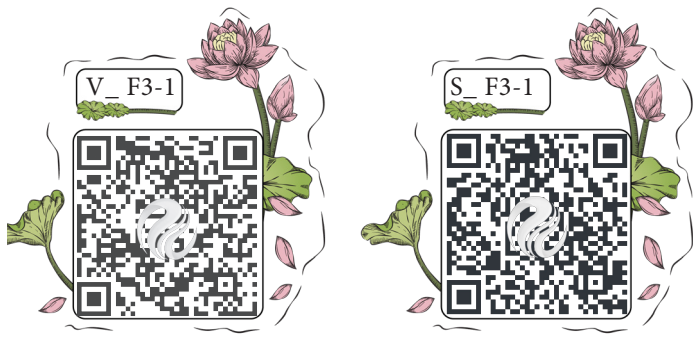
FIG. 3.3 Modeling Low-Dose Cancer Risk. Doses of radiation higher than approximately 100 mSv *(green dots)* result in a dose-dependent increase in the cancer rate. The linear no-threshold model (LNT) posits that at doses less than 100 mSv, there is a linear relationship between dose and risk *(orange dashed line)* and that there is no threshold dose below which there is no additional risk. Alternate models propose that risk may be higher or lower than those predicted by the LNT model and that low doses may have a protective effect with a threshold dose. The LNT model is currently accepted as the approach to develop radiation protection guidelines.

ترجمه شکل: مدل خطر سرطان ناشی از تابش با دوز پایین. دوزهای تابشی که بیشتر از حدود ۱۰۰ mSv (خط چین‌های سبز) باشند باعث افزایش وابسته به دوز در میزان سرطان خواهند شد. مدل خطی بدون آستانه (LNT) اثبات می‌کند که در دوزهای کمتر از ۱۰۰ mSv یک رابطه خطی بین دوز و خطر وجود دارد (خط چین نارنجی) و همچنین، دوز آستانه‌ای وجود ندارد که در کمتر از آن دوز، هیچ خطر اضافه‌ای وجود نداشته باشد. سایر مدل‌ها بیان می‌کنند که خطر ممکن است بیشتر یا کمتر از آن چیزی باشد که مدل LNT تخمین می‌زند و همچنین، دوزهای پایین ممکن است اثر حفاظتی با یک دوز آستانه داشته باشند. در حال حاضر، مدل LNT به عنوان رویکردی جهت تدوین راهنمای حفاظت اشعه پذیرفته شده است.

✓ هر دو نوع تومورهای Solid و لوسمی ممکن است در اثر تابش‌های بالای mSv ۱۰۰ اتفاق بیفتد. مطالعات شواهد منطقی مبنی بر افزایش خطی ریسک سرطان با افزایش اکسپوژر رادیاسیون به بیش از ۱۰۰ mSV ارائه می‌دهند با این وجود در مورد تعمیم این خطرات به اکسپوژرهای کمتر از ۱۰۰ mSV که محدوده دوز اکثر رادیوگرفی‌های تشخیصی است، عدم قطعیت زیادی وجود دارد.

✓ الگوی فعلی حفاظت اشعه براساس فرضیه خطی بدون آستانه (Lin- LNT)

ear non- threshold است که پیش بینی می‌کند که بین دوز و خطر ایجاد سرطان جدید، حتی در دوزهای بسیار پایین، یک رابطه خطی وجود دارد. این فرضیه بیان می‌کند که هیچ آستانه و یا «دوز بی‌خطری» نداریم که در زیر آن دوز، افزایش ریسک سرطان وجود نداشته باشد. شواهد مختلف نشان می‌دهند که مدل LNT از لحاظ علمی قابل قبول است. آسیب‌های پیچیده به DNA که اساس ایجاد سرطان است ممکن است حتی با یک فوتون اشعه X رخ دهد. از آن جایی که ترمیم کامل برخی از انواع آسیب‌های کمپلکس به DNA ممکن است خارج از توانایی سلول باشد،حتی کوچکترین دوز، با خطر هر چند اندک ایجاد سرطان همراه است.یافته‌های اپیدمیولوژیک، وجود خطر در دوزهای خیلی پایین را رد نمی‌کند. مدل LNT یک حقیقت اثبات شده علمی نیست و فرضیات آن برای اثرات دوز پایین مورد بحث است ← شواهدی مبنی بر پاسخ‌های سلولی تطبیقی (adaptive) وجود دارد که به واسطه تابش با دوز پایین ایجاد می‌شوند و پاسخ سلول را به دوزهای بالاتر پیش رو، تقویت می‌کنند. این مطالعات پیشنهاد کردند که تابش دوز پایین ممکن است اثر حفاظتی داشته باشد که از آن به عنوان hormesis یاد می‌شود و نیز پیشنهاد نمودند که خطرات کمتر از چیزی است که مدل LNT پیش‌بینی می‌کند و دوز آستانه‌ای وجود دارد که در بالاتر از آن دوز، احتمال ایجاد سرطان وجود دارد. از سوی دیگر، مطالعات کشت سلولی، اثرات bystander را مطرح می‌کنند که در آن آثار بیولوژیک در سلولی که مستقیما تحت تابش قرار نگرفته، ایجاد می‌شود. چنین اثرات دور از هدفی (Off-target)، پتانسیل ایجاد پاسخ فرا خطی(supralinear) را داشته و ریسک بالقوه ممکن است بیشتر از چیزی باشد که مدل LNT پیش‌بینی می‌کند. بیشتر سازمان‌های حفاظت اشعه معتقدند که محتاطانه است که فرض کنیم ریسک متناسب با دوز است. آن‌ها معتقدند هیچ آستانه مطمئنی وجود ندارد. مخالفان مدل LNT عنوان می‌کنند که به کارگیری یک رویکرد بیش از حد محافظه‌کارانه منجر به ترس نادرست می‌شود و منافع تشخیص کامل تصویربرداری را به خطر می‌اندازد و هزینه به کارگیری برنامه‌های حفاظت اشعه را افزایش می‌دهد. با این وجود، در غیاب اطلاعاتی که بتواند به طور قطع از مدل‌های جایگزین حمایت کند، مدل LNT مناسب‌ترین رویکرد جهت ارزیابی ریسک تابش از نظر سیاست‌گذاری است.



دوز بیماران ناشی از رادیولوژی دنتوماگزیلوفاسیال

- ✓ دوز تابش ناشی از رادیوگرافی به بیماران، اغلب به عنوان دوز موثر که مقیاسی از خطرات احتمالی است گزارش می‌شود.
- ✓ دوزهای موثر، دوزهای جذبی ناشی از یک رادیوگرافی خاص در ارگان‌های مختلف و نیز حساسیت ارگان اکسپوز شده به اثرات استوکاستیک اشعه x را در نظر می‌گیرند. معمولا دوزها با استفاده از فانتوم‌های شبیه انسان و یا شبیه‌سازی‌های کامپیوتری اندازه‌گیری می‌شوند. با این وجود دوز موثر سن و جنس و فاکتورهای حساسیت فردی را در نظر نمی‌گیرد و لذا دوز تابش فردی ناشی از یک روش را نشان نمی‌دهد. با این وجود دوز موثر مقیاسی مناسب جهت مقایسه خطرات نسبی رادیوگرفی‌های مختلف و دستیابی به بزرگی نسبی خطر تهدید کننده بیماران است.

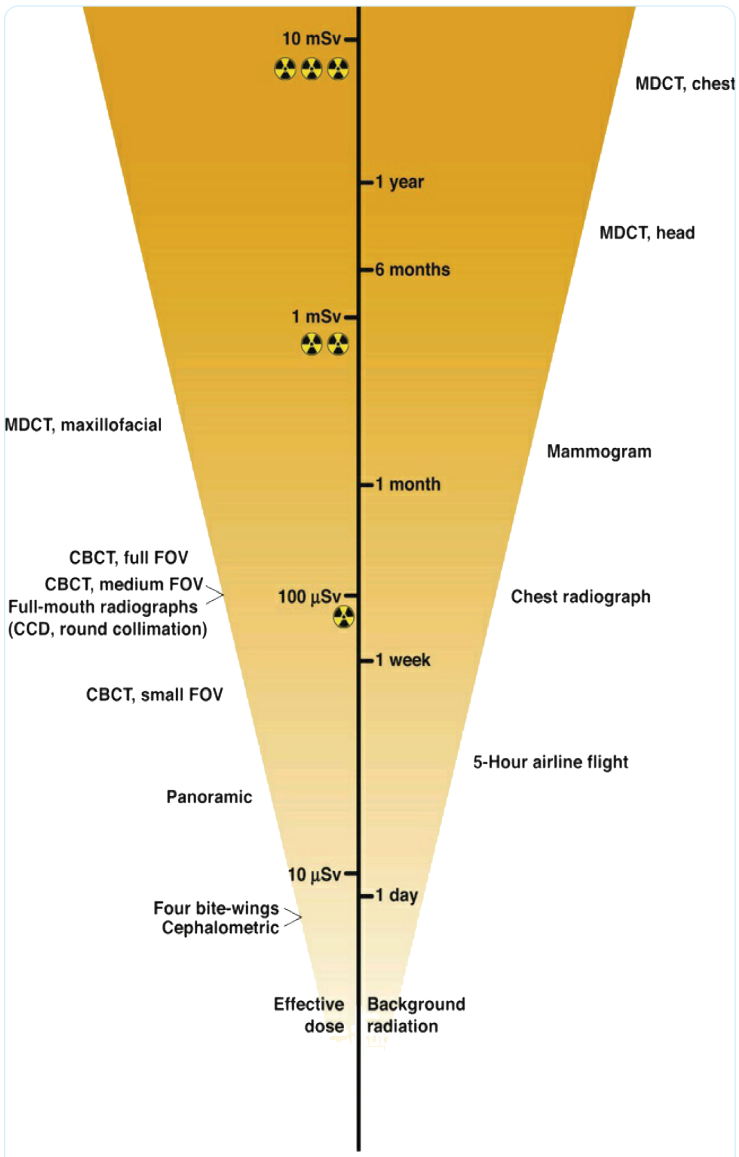


FIG. 3.4 Radiation Doses From Common Dental and Medical Radiographic Examinations. The central axis (log scale) shows the effective dose and the equivalent period of background radiation exposure. The radiation symbols adjacent to the dose identify the relative radiation level categories (see Table 3.3). *CBCT*, Cone beam computed tomography; *FOV*, field of view; *MDCT*, multi detector computed tomography.

TABLE 3.2

Typical Effective Dose From Radiographic Examinations

Examination	Median Effective Dose	Equivalent Background Exposure[a]
Intraoral[b]		
Rectangular collimation		
Posterior bite-wings: PSP or F-speed film	5 µSv	0.6 day
Full-mouth: PSP or F-speed film	40 µSv	5 days
Full-mouth: CCD sensor (estimated)	20 µSv	2.5 days
Round collimation		
Full-mouth: D-speed film	400 µSv	48 days
Full-mouth: PSP or F-speed film	200 µSv	24 days
Full-mouth: CCD sensor (estimated)	100 µSv	12 days
Extraoral		
Panoramic[b]	20 µSv	2.5 days
Cephalometric[b]	5 µSv	0.6 day
Chest[c]	100 µSv	12 days
Cone beam CT[b]		
Small field of view (<6 cm)	50 µSv	6 days
Medium field of view (dentoalveolar, full arch)	100 µSv	12 days
Large field of view (craniofacial)	120 µSv	15 days
Multidetector CT		
Maxillofacial[b]	650 µSv	2 months
Head[c]	2 mSv	8 months
Chest[c]	7 mSv	2 years
Abdomen and pelvis, with and without contrast[c]	20 mSv	7 years

تصویربرداری دیجیتال

Digital Imaging

دکتر نیلوفر قدیمی

✓ مزایای تصویربرداری دیجیتال

۱. حذف مواد زائد خطرناک ناشی از مواد شیمیایی ظهور و ثبوت و ورقه سربی؛

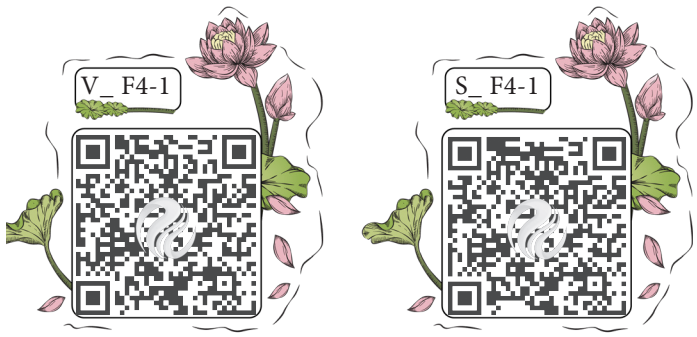
۲. ارسال الکترونیک تصاویر بدون تغییر در کیفیت اولیه و حذف اثرات مضر پردازش ناکافی بر کیفیت تشخیصی فیلم

۳. در گیرنده‌های دیجیتال داخل دهانی نیاز به اشعه کمتری نسبت به فیلم است ← کاهش دوز جذبی بیمار

۴. امکان enhancement، اندازه‌گیری و اصلاحات در تصویربرداری دیجیتال

✓ معایب تصویربرداری دیجیتال

۱.هزینه بالا ۲.حساسیت تکنیکی به بکارگیری خشن ۳.خطر غیرقابل استفاده و یا عدم تولید محصول



آنالوگ در برابر دیجیتال

واژه دیجیتال در تصویربرداری دیجیتال به فرمت عددی و مجزا بودن محتویات و اطلاعات تصویر دلالت می‌کند.

- تصویربرداری با فیلم‌های معمولی، به روش آنالوگ است که در آن تفاوت در اندازه و توزیع نقره فلزی سیاه، منجر به طیف دانسیته پیوسته می‌شود.

تصاویر دیجیتال به دو روش عددی(numeric) و مجزا(discrete) هستند:

۱. توزیع فضایی عناصر سازنده تصویر (پیکسل‌ها)

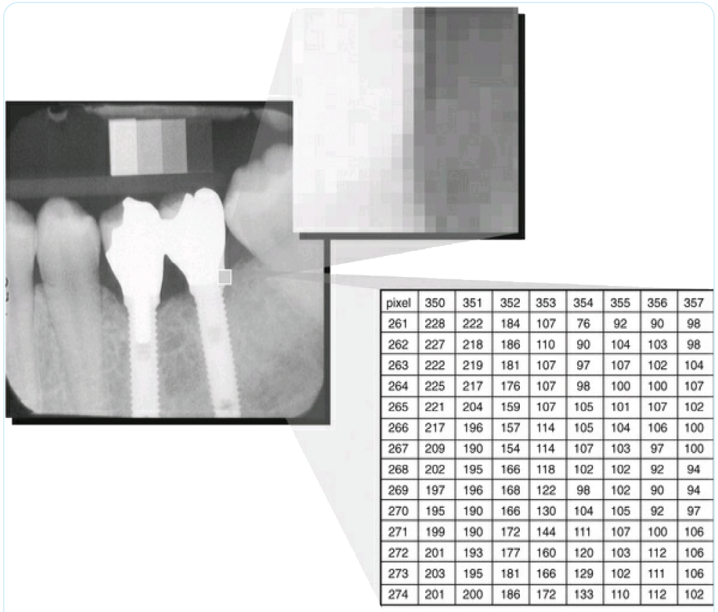
۲. سایه‌های متفاوت خاکستری هر پیکسل.

✓ یک تصویر دیجیتال شامل مجموعه ای بزرگ از پیکسل های منفرد است که در ردیف ها و ستونهایی در یک ماتریکس قرار دارند.هرپیکسل مختصات ردیف و ستون خاصی دارد که موقعیت آن را در ماتریکس مشخص می‌کند

✓ تشکیل یک تصویر دیجیتال نیازمند چندین مرحله می‌باشد که با پروسه های آنالوگ‌ها شروع می‌شود.

✓ هر پیکسل در یک دتکتور الکترونیک، اشعه ایکس را جذب کرده و ولتاژ کوچکی تولید می‌کند.(اشعه‌های بیشتر ← ولتاژ بالاتر و برعکس)

✓ در هر پیکسل، این ولتاژ می‌تواند بین یک مقدار حداکثر و حداقل در نوسان باشد و بنابراین یک سیگنال آنالوگ است.



pixel	350	351	352	353	354	355	356	357
261	228	222	184	107	76	92	90	98
262	227	218	186	110	90	104	103	98
263	222	219	181	107	97	107	102	104
264	225	217	176	107	98	100	100	107
265	221	204	159	107	105	101	107	102
266	217	196	157	114	105	104	106	100
267	209	190	154	114	107	103	97	100
268	202	195	166	118	102	102	92	94
269	197	196	168	122	98	102	90	94
270	195	190	166	130	104	105	92	97
271	199	190	172	144	111	107	100	106
272	201	193	177	160	120	103	112	106
273	203	195	181	166	129	102	111	106
274	201	200	186	172	133	110	112	102

FIG. 4.1 A digital image is made up of a large number of discrete picture elements (pixels). The pixels are so small that the image appears smooth at normal magnification. The location of each pixel is uniquely identified by row and column coordinates within the image matrix. The value assigned to a pixel represents the intensity (gray level) of the image at that location.

ترجمه شکل:تصویر دیجیتال، از تعداد زیادی اجزای تصویری مجزا (پیکسل) ساخته شده است. پیکسل ها آنقدر کوچک هستند که در بزرگنمایی نرمال، تصویر صاف به نظر میرسد. مکان هر پیکسلبه طور منحصر به فرد توسط مختصات ردیف و ستون درون ماتریکس تصویر، مشخص می‌شود. مقدار نسبت داده شده به هر پیکسل شدت(سایه خاکستری) تصویر در آن مکان را نشان می‌دهد.

✓ تولید تصویر دیجیتال مستلزم فرآیند تبدیل آنالوگ به دیجیتال (ADC) است و شامل دو مرحله است:

۱.نمونه گیری (Sampling) ۲. عدد دهی (Quantization).

Sampling: به این معنی که طیف کوچکی از مقادیر مربوط به ولتاژ با یکدیگر جمع شده و گروهی با یک سیگنال واحد می‌سازند، سپس سیگنال عددهی(Quantization)(کمی) می‌شود. براساس عدد مربوطه کامپیوتر یک سایه خاکستری را نمایش می‌دهد.

نکته

نمونه‌های باریک‌تر (Narrow Sampling) سیگنال اصلی را بهتر تقلید می‌کنند اما حافظه بیشتری برای تصاویر دیجیتالی حاصله نیاز دارند.

استفاده از دسترنج دیگران بدون رضایت آن‌ها، خیر و برکت را از زندگی دور خواهد نمود.

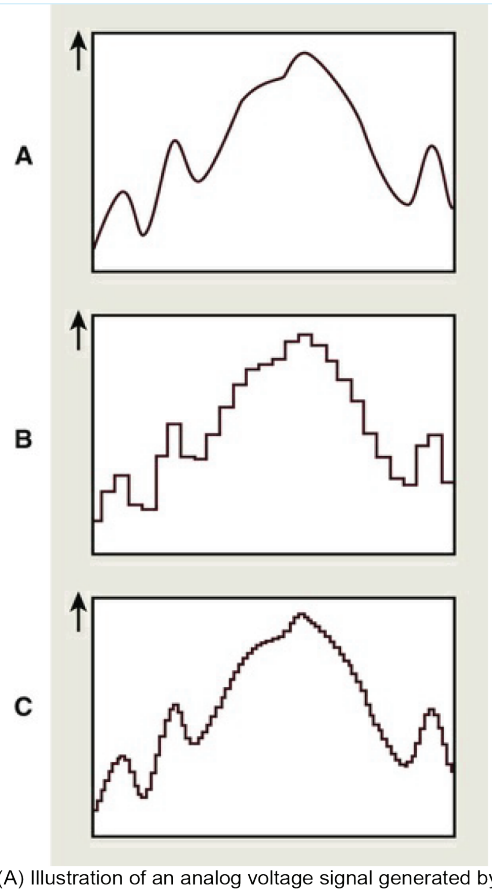


FIG. 4.2 (A) Illustration of an analog voltage signal generated by a detector. (B) Sampling of the analog signal discards part of the signal. (C) Sampling at a higher frequency preserves more of the original signal.

سیگنال آنالوگ ← حذف قسمتی از سیگنال

نمونه گیری با تناوب (فرکانس) بیشتر ← حفظ قسمت بیشتر سیگنال

۱. عوامل اکسپوژر
۲. عوامل مربوط به بیمار
۳. هندسه تصویربرداری

تعیین کننده چگونگی تضعیف اشعه x ← بخشی از اشعه تضعیف نشده ← گیرنده ← تصویر

نکته

به جز تنظیم زمان اکسپوژر، دتکتورهای دیجیتالی نحوه تضعیف انتخابی اشعه x توسط بافت‌های بیمار را تغییر نمی‌دهند.

✓ فیزیک تداخل اشعه ایکس با ماده و تاثیر ژئومتری تابش در تظاهر تصویر رادیوگرافی تغییر نکرده است ← عناصر این قسمت از زنجیره تصویربرداری که توانایی تشخیص را محدود می‌کنند بر روی هردو رادیوگرافی برپایه فیلم و دیجیتال موثر هستند.

گیرنده‌های تصویر دیجیتال

۱. CCD, CMOS, Flat panel(Solid-State

۲. (Photostimulable phosophor (PSP)(Storage Phosphor) (image plate

دتکتورهای Solid-State در سیستم پزشکی ← (Digital radiography DR)

دتکتورهای Solid-State داخل دهانی در دندان‌پزشکی ← sensor

پلیت‌های PSP در رادیولوژی پزشکی ← رادیوگرافی کامپیوتری (computed radiography)(CR)

دتکتورهای Solid-State

✓ دتکتورهای s.s بار تولید شده توسط اشعه ایکس را در ماده نیمه رسانای جامد جمع آوری می‌کنند

✓ ویژگی کلینیکی کلیدی ← دسترسی سریع به تصاویر پس از اکسپوژر.

✓ اجزای تشکیل‌دهنده: ماتریکس، اجزای الکترونیک ReadOut Amplifying، که در یک پوشش پلاستیکی قرار دارد تا اجزا از محیط دهان محافظت شود.

✓ توانایی ایجاد تصویر بدون تجهیزات خارجی (مانند اسکنر) دارند.

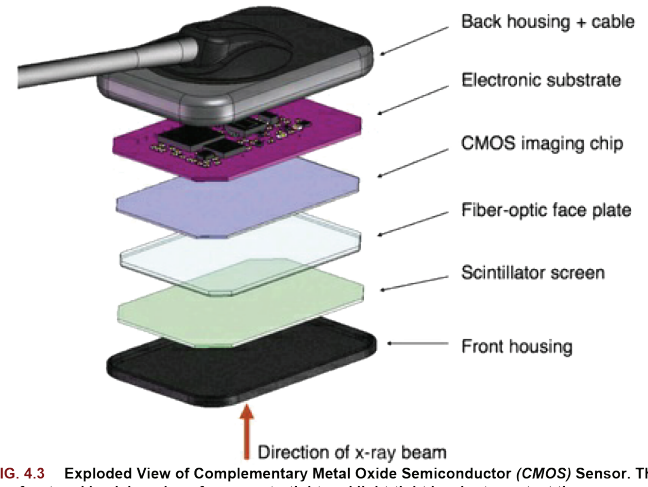


FIG. 4.3 Exploded View of Complementary Metal Oxide Semiconductor *(CMOS)* Sensor. The front and back housings form a watertight and light-tight barrier to protect the sensor components. The scintillator screen fluoresces when exposed to x-rays and forms a visible light radiographic image. The fiberoptic faceplate couples the scintillator screen to the CMOS chip to reduce image noise. The CMOS imaging chip captures the light from the scintillator and creates a charge in each pixel proportional to the exposure. The sensor electronics read the charge in each pixel and transmit it to a computer. (Courtesy XDR Radiology, Los Angeles, CA, https://www.xdrradiology.com.)

شکل: نمای باز شده از یک سنسور CMOS:

✓ پوشش‌های جلو و عقب برای حفاظت از اجزای سنسور یک حائل ضدآب و ضدنور ایجاد می‌کند

✓ وقتی صفحه سنتیلاتور به اشعه X اکسپوز می‌شود خاصیت فلورسانس یافته و یک تصویر رادیوگرافی با نور مرئی را ایجاد می‌کند.

Fiber-optic-face-plate صفحه سنتیلاتور را به CMOS chip پیوند می‌دهد و نویز تصویر را کاهش می‌دهد.

✓ chip نور حاصل از سنتیلاتوررا دریافت کرده و متناسب با اکسپوژر ،تغییری در هر پیکسل ایجاد می‌کند

✓ بخش الکترونیک سنسور تغییر ایجاد شده در هر یک پیکسل را می‌خواند و آن را به کامپیوتر انتقال می‌دهد.

✓ وظیفه فیبر اپتیک در Cmos: کاهش نویز

✓ اجزاء الکترونیک دتکتور بخشی از فضای واقعی سنسور را اشغال می‌کنند ← ناحیه فعال سنسور کوچک‌تر از سطح کلی سنسور است

✓ حجم بالای سنسورها(که توسط مینیاتوری شدن مدام اجزاء الکترونیک آن در حال کاهش است) سبب ضعف بالقوه دتکتورهای داخل دهانی Solid- State می‌شود بعلاوه وجود کابل انتقال دهنده :

۱. قراردهی سنسور را سخت کرده و نیاز به تطابق بیشتر دارد.

۲. آسیب‌پذیری وسیله به خرابی در اثر فرسودگی اتصالات کابل را افزایش می‌دهد.

✓ راه‌حل‌های اصلاح آن شامل:

۱. تغییر محل کابل به کنار

۲. کابرد سنسور با اتصال‌دهنده مغناطیسی، الصاقی یا کابل تقویت‌شده

۳. استفاده از سیستم انتقال بی‌سیم فرکانس رادیویی (Wireless).

۴. کاربرد فرستنده مایکروویو در دتکتور ← دتکتورها را از اتصال مستقیم به کامپیوتر بی‌نیاز می‌نماید، امّا نیازمند اجزاء الکترونیک دیگری است ← حجم کلی سنسور افزایش می‌یابد.

✓ سایز پیکسل = ۲۰ تا ۷۰ میکرومتر (μm)

Charge Coupled Device(CCD)

✓ اولین گیرنده تصویر دیجیتال مستقیم ساخته‌شده برای تصویربرداری داخل دهانی

✓ از ویفر سیلیکونی و نازک به عنوان پایه برای ثبت تصویر تشکیل شده است

✓ کریستال‌های سیلیکونی در ماتریکسی ا ز پیکسلها قرار گرفته اند

✓ هر پیکسل شامل ۳ الکترود

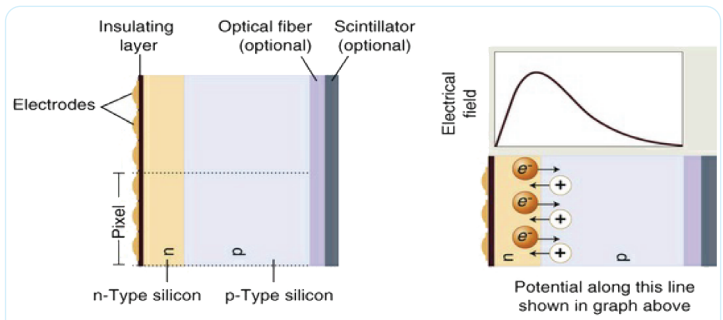


FIG. 4.4 (A) Basic structure of a charge-coupled device. The electrodes are insulated from an n-p silicon sandwich. The surface of the silicon typically incorporates a scintillating material to improve x-ray capture efficiency and fiberoptics to improve resolution. One pixel uses three electrodes. (B) Excess electrons from the n-type layer diffuse into the p-type layer, whereas excess

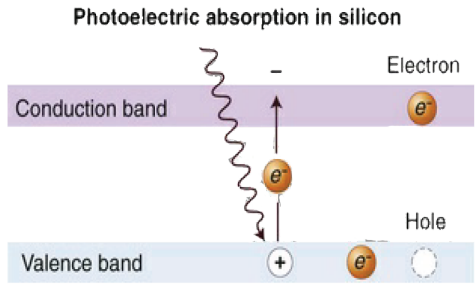


FIG. 4.5 X-ray or light photons impart energy to electrons in the valence band, releasing them into the conduction band. This generates an "electron hole" charge pair.

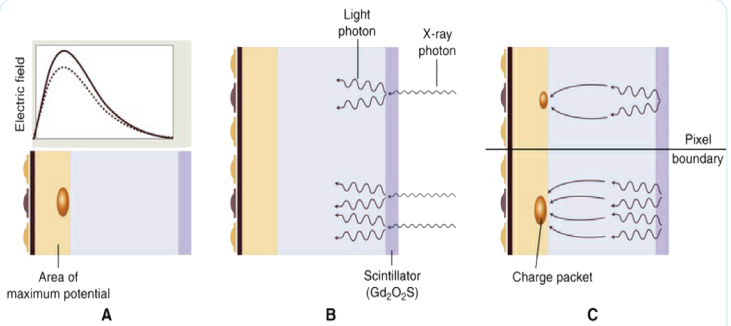


FIG. 4.6 (A) Before exposure, the central electrode of each pixel is turned on, creating an area of maximal potential or a potential well. (B) X-ray photons are absorbed in the scintillating material and converted to light photons. Light photons are absorbed in the silicon through photoelectric absorption. (C) Electrons released from the valence band collect selectively near the n-p layer interface in the area of maximum potential to form a charge packet. During charge-coupled device readout, the electrical potential of the pixel electrodes is sequentially modulated to shift the charge packet from pixel to pixel.

پیش از اکسپوژر ← روشن شدن الکترود مرکزی هر پیکسل (ایجاد ناحیه با حداکثر پتاسیل((Max Potential)یا(Potential well))*←اکسپوژرسیلیکون به اشعه یا نور (جذب فوتون اشعه ایکس توسط سینتیلاتورو تولید فوتون نوری) ←جذب فوتوالکتریک در سیلیکون←شکست پیوندهای کووالان بین اتم‌های سیلیکون ← ** انتشار الکترون‌ها از لایه والانس و تولید جفت‌های الکترون-حفره (Electron_hole pairs) ← جذب الکترون ها به بخشی از CCD با بالاترین پتانسیل مثبت در لایه n، مجاور P (مجاور محل تلاقی دو لایه)←تولید Charge - packet (هر Packet با یک پیکسل منطبق است)←الگوی Charge شکل گرفته در پیکسل‌های منفرد سازنده ماتریکس، تصویر نهفته را می‌سازد← خوانده‌شدن تصویر با انتقال ردیفی بارهای الکتریکی از هر پیکسل به پیکسل بعدی (به روش Bucket Brigade) ← انتقال شارژ یا بار الکتریکی در انتهای ردیف به یک تقویت‌کننده(Read out Amplifier) ← تبدیل شارژ به ولتاژ← انتقال به مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) در کامپیوتر ← Sampling ولتاژهر پیکسل ← Quantization (عدد بیانگر درجه رنگ خاکستری (gray level))

* الکترون‌های اضافی از لایه n به لایه p پخش شده در حالی که حفرات اضافی در لایه p به لایه n انتشار می یابند. این عدم تعادل بار یک میدان الکتریکی در سیلیکون با حداکثر میزان در داخل لایه n ایجاد می کند.

** فوتون‌های اشعه ایکس یا نور انرژی را به الکترون‌های لایه والانس منتقل کرده و آن‌ها را به لایه هدایت آزاد می کنند. این کار تولید جفت الکترون- حفره می‌نماید.

✓ تعداد جفت‌های الکترون-حفره متناسب با مقدار اکسپوژر دریافتی ناحیه است.

✓ CCD ها به نور نسبت به اشعه x حساسترند ← علت استفاده از ماده Scin-tillating (که یا مستقیماً روی سطح CCD قرار گرفته یا توسط فایبراپتیک به سطح متصل می‌شود.)

:Optional

- ماده Scintillating در سطح سیلیکون ← افزایش **کارایی جذب** اشعه x efficiency
- Fiber Optic ← **افزایش رزولوشن**

حداکثر میدان الکتریکی در سیلیکون درست داخل لایه نوع n

✓ نمونه‌هایی از مواد Scintillator عبارت‌اند از: اکسی‌برومید گادولینیوم(مشابه آنچه در اسکرینهای رادیوگرافی حاوی عناصر نادر زمینی استفاده می‌شود) و یدیدسزیم.

✓ CCDها دارای آرایش خطی (Linear arrays) هستند ← چند پیکسل به‌صورت عرضی و مقدار زیادی از پیکسل‌ها به‌صورت طولی قراربگیرند ← استفاده در تصویربرداری پانورامیک و سفالومتریک:

- پانورامیک ← CCD در موقعیتی مخالف منبع اشعه ایکس قرار می‌گیرد به گونه ای که محور طولی ردیف در جهتی موازی با پرتو اشعه ایکس بادبزنی(fan-shaped) قراردارد.
- سفالومتری ← برخلاف تصویر برداری با فیلم، مکانیسم تصویر برداری سفالومتریک متفاوت است. ساخت یک CCD در سایز جمجمه که بتواند بطور همزمان تمام سطح جمجمه را تصویربرداری کند بسیار گران است. ترکیب یک CCD با آرایش خطی و یک اشعه ایکس به شکل شکاف (slit-shaped) به همراه یک حرکت اسکن (scanning motion) امکان اسکن جمجمه را طی چند ثانیه (Serverl seconds) فراهم می کند ← عیب این روش : افزایش احتمال move-ment Artifact بیمار به دلیل افزایش زمان تصویربرداری است.