به نام خدا

وقتی از یک زاویه ای به بیمار اشعه داده می شود، بخشی از اشعه جذب بافت می شود و بخشی از آن هم به دتکتور برخورد می کند، اشعه ای که از بافت های بدن با عدد اتمی های مختلف رد می شود تضعیف می شود.

$$I=I_0 e^{\mu x}$$

I_0 : شدت اشعه ی اولیه

I : شدت اشعه ای که دتکتور اندازه می گیرد

X : ضخامت برشی که ما تعیین می کنیم.

مجهول ما μ است. μ ، attenuation ایجاد می کند. μ تابع انرژی و جنس است که در CT انرژی ثابت است. بنابراین با تعریف μ جنس ماده مشخص می شود.

اطلاعات μ را وقتی که گرفتیم این اطلاعات در ماتریس ریخته می شود و عمل پروسسینگ انجام می شود که محاسباتی و ریاضی است. در واقع فیزیک جای خود را به ریاضیات و کامپیوتر می دهد و اطلاعات بیمار به اعداد تبدیل می شود.

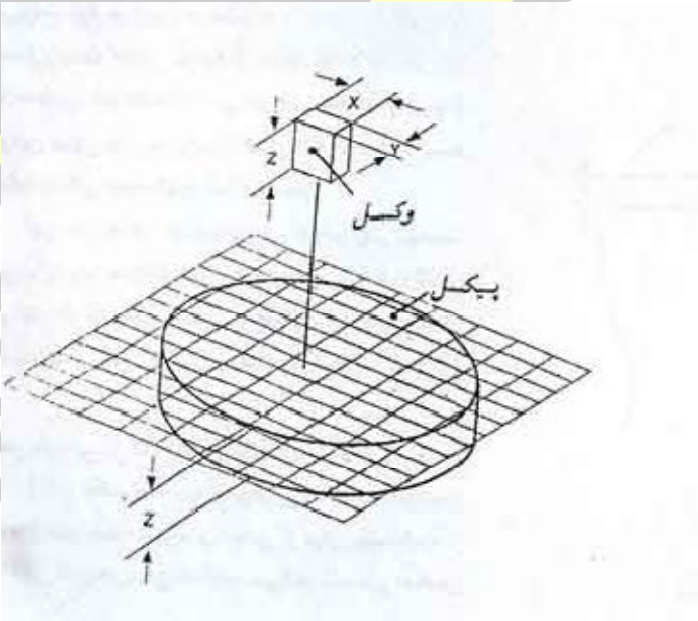
ماتریس صفحه ای شطرنجی "معمولا مربع" است.دانستن اندازه ماتریس دستگاه مهم است برای مثال ۵۱۲×۵۱۲ یا ۱۰۲۴×۱۰۲۴

ضرب ستون در ردیف ماتریس، تعداد خانه های ماتریس را به ما می دهد.

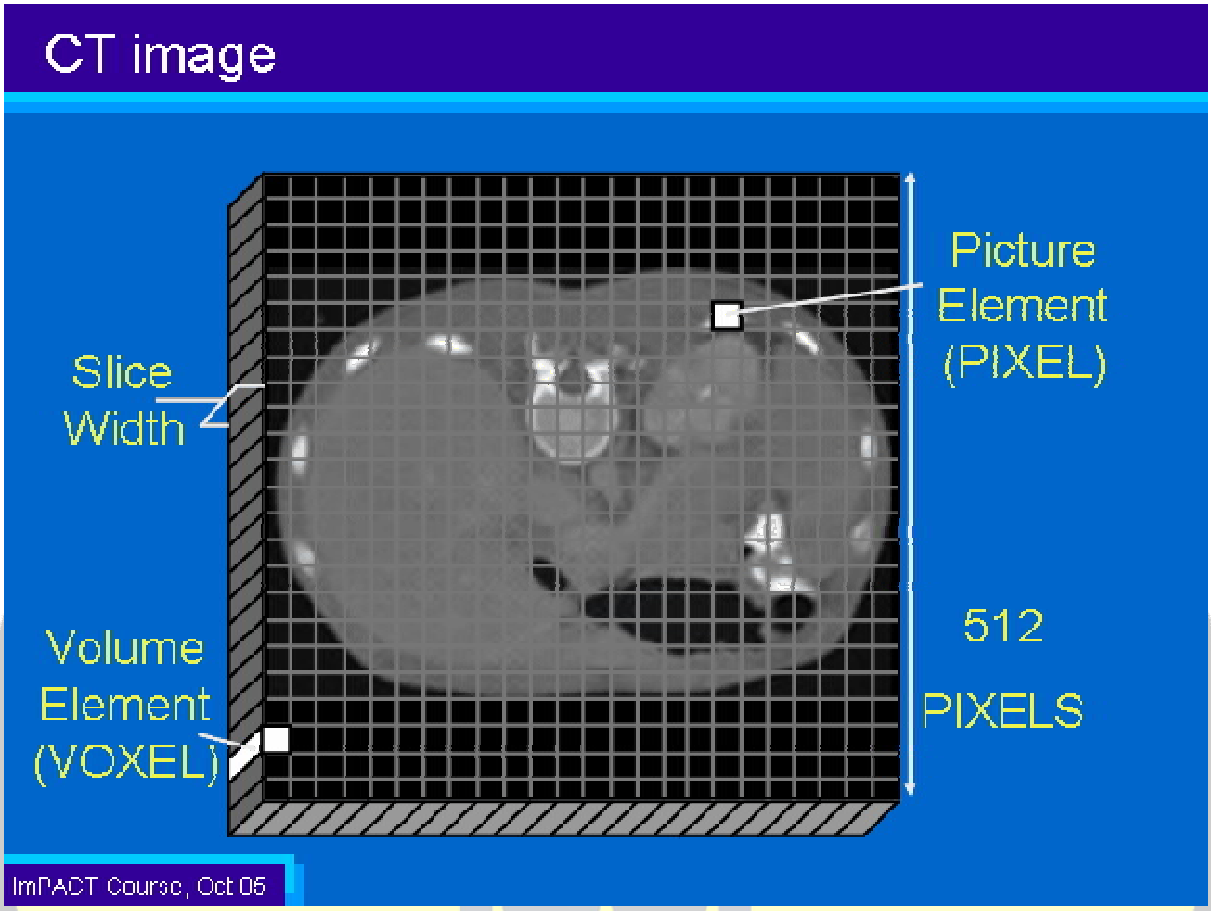
معمولا هر دستگاه ۲ ماتریس دارد و ما بر اساس سایز و فیلد یکی را انتخاب می کنیم.(هر چه تعداد ÷یکسل بالاتر کیفیت تصویر بهتر میشود.)

به هر خانه ی ماتریس یک پیکسل می گوییم، اطلاعات عددی را باید در این پیکسل ها ریخت.

ماتریس ۲ بعدی است اما مقطعی که ما می زنیم ۳ بعدی است. هر مکعب بدن یک voxel نام دارد. در واقع اطلاعات یک voxel در یک pixel می نشیند.



دانش آموزی ورودی ۸۹
پزشکی تهران



اگر خوب برنامه ریزی کنیم اطلاعات هر voxel در یک pixel می رود ، اما اگر تعداد pixel ها کم باشد اطلاعات هر چند voxel در یک pixel می رود و اطلاعات آن ها را نمی توان تفکیک کرد و مقداری از اطلاعات از دست می رود.

بهترین حالت این است که تعداد pixel ها و voxel ها با هم تطابق یک به یک داشته باشند. اطلاعات بافت های بدن در voxel ها قرار می گیرد. μ را وارد pixel نمی کنیم زیرا اعشاری است و کامپیوتر اعداد را بعد از یک حدی گرد " رند" می کند که باعث ایجاد خطا می شود.

دانشجویان رادیولوژی ورودی ۸۹
دانشگاه علوم پزشکی تهران

μ to CT number

- Originally measured was the distribution of μ
- μ values are scaled to that of water to give the CT number
- $$\text{CT number} = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \times 1000$$
- Water = 0
  Air = -1000
  Bone = ~1000

ImPACT Course, Oct 05

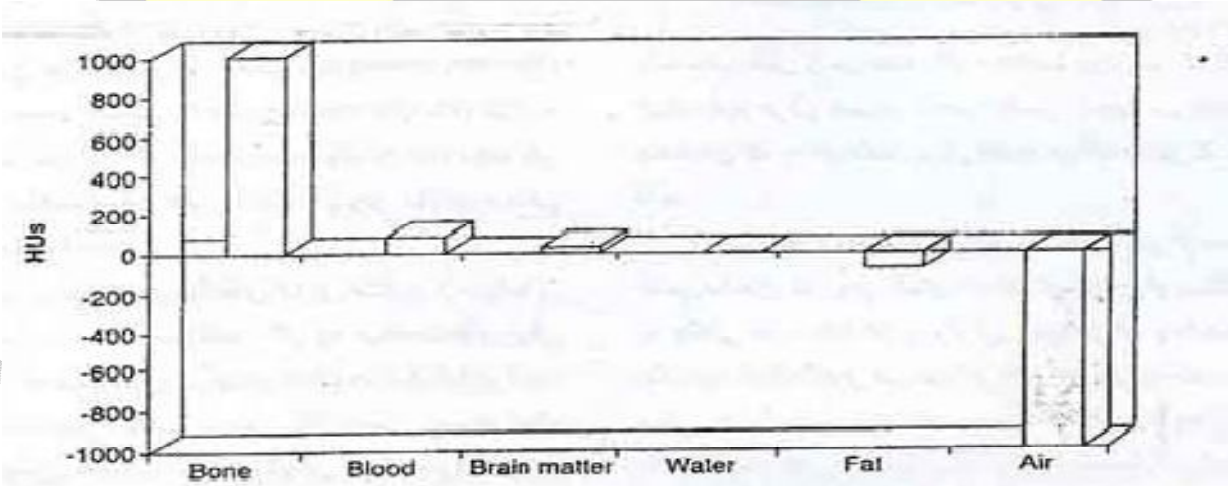
پس قراردادی به نام عدد CT یا CT number یا عدد هانسفیلد قرار دارد. CT ، hu

هر μ که به دست می آوریم μ_{object} : $hu=(\mu_{object} - \mu_{water} / \mu_{water}) \times ۱۰۰۰$

قرارداد ما آب است و همه را نسبت به آب می سنجیم.

$\mu_{air}=\mu_{bone}$ ۲

μ_{water} = ۰

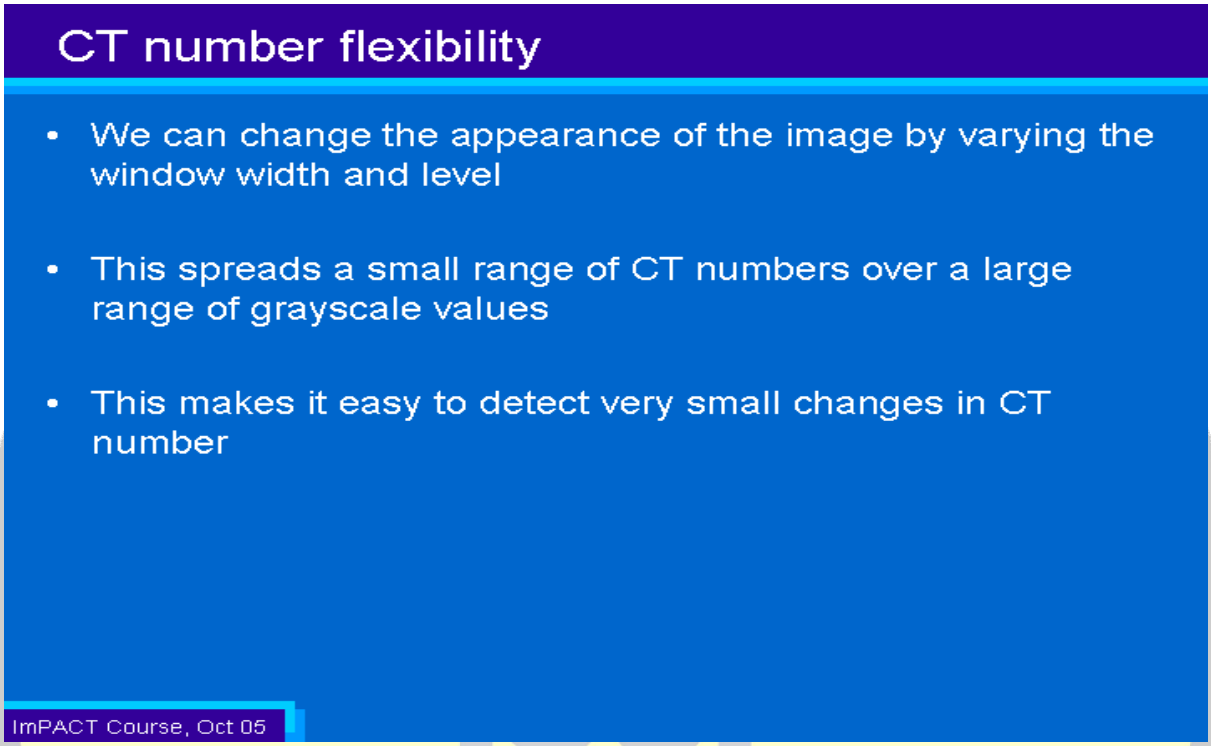


شکل ۱-۵: اعداد تقریبی هانسفیلد

با جایگزاری این μها در فرمول بالا عدد CT استخوان و آب و هوا به دست می آید که به ترتیب استخوان ۱+ و آب صفر و هوا ۱- است. K اگر ۵۰۰ باشد به ترتیب ۵۰۰+ ، ۰ ، ۵۰۰- می شود و گستره ما افزایش می یابد.

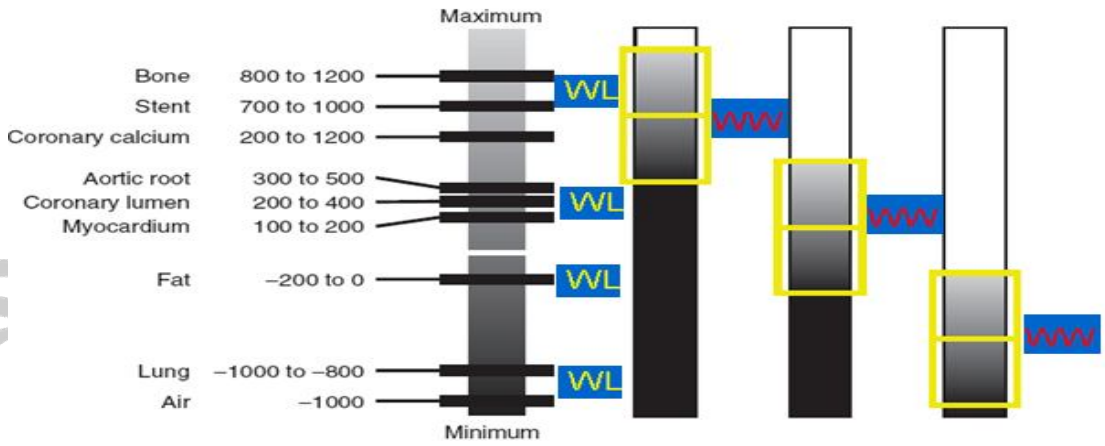
می خواهیم خطا باز هم کمتر شود K را ۱۰۰۰ در نظر می گیریم و گستره اعداد ۲۰۰۰ عدد می شود و میزان گرد کردن بسیار کمتر و خطا کم می شود.

در بخش اگر موس روی تصویر حرکت کند عدد CT را به ما نمایش می دهد.



اعداد CT را در آورده و در pixel ها قرار داده و حالا بهترین کنتراست را ساخته و ثبت کنیم. در واقع پروسه ها ابتدا فیزیکی بود و بعد ریاضی و کامپیوتر و بعد کار کارشناس برای ایجاد بهترین کنتراست است.

۲ دکمه ی تنظیم کنتراست : window width : پهنای پنجره ، window level : سطح پنجره



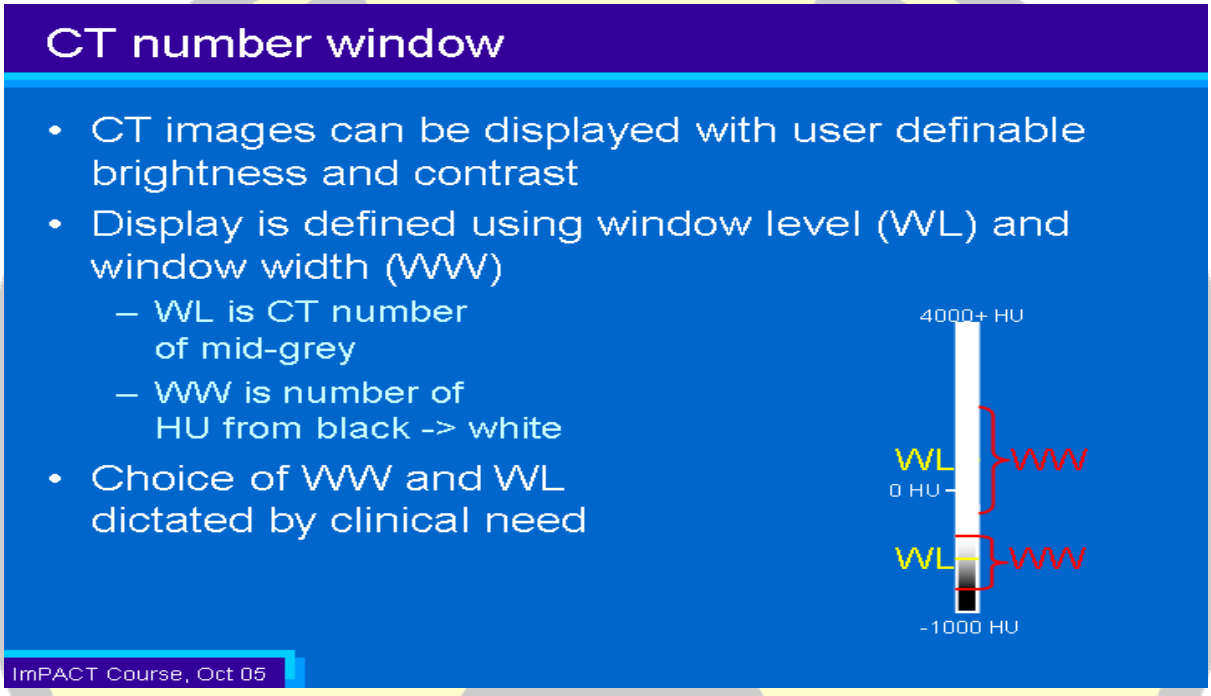
همانطور که قبلا ذکر شد اگر K را ۱۰۰۰ بگیریم ۲۰۰۰ عدد CT داریم و در این حالت گستره رنگ های ما از تیرگی کامل تا روشنایی کامل است.

نکته مهم دیگر: باید بدانیم دستگاه چند Bite است. اگر ۸ بیت باشد تنوع مقیاس خاکستری ۲ به توان ۸ است.

N تعداد بیت ها $gray\ scale = 2^n$ تنوع مقیاس خاکستری

در دستگاه ۸ بیتی ۲۵۶ رنگ داریم.

اگر اعداد CT ۱۰۰۰ باشند باید به هر چند عدد یک رنگ را نسبت دهیم که این باعث خطا می شود. و باید تطابق را یک به یک کرد. مثلا در یک مقطع از شکم ما به همه ی اعداد نیاز نداریم. مثلا در طحال استخوان نداریم پس نیاز به همه ی اعداد CT نیست. که برای حل آن به کمک WW محدوده ی اعداد را مشخص کرده و با WL سطح اعداد را مشخص می کنیم.



مثلا در شکم حدود ۵۰۰ عدد نیاز داریم. به کمک ww پهنای محدوده را مشخص می کنیم ولی این محدوده را از کجا باید انتخاب کنیم. محدوده را بالا و پایین برده تا تصویر مطلوب حاصل شود. مثلا محدوده ۵۰۰ یا ۲۰۰ است ولی حدی را مشخص نکرده مثلا از چه عددی شروع شود تا چه عددی حاصل ادامه داشته باشد. پس باید level را هم تعیین کرد.

Level می تواند هر جای این محدوده باشد مثل در اتاق که می تواند هر جای اتاق قرار گیرد. با انتخاب ww و wl مناسب تصویر sharp شده و بهترین کنتراست ساخته می شود.

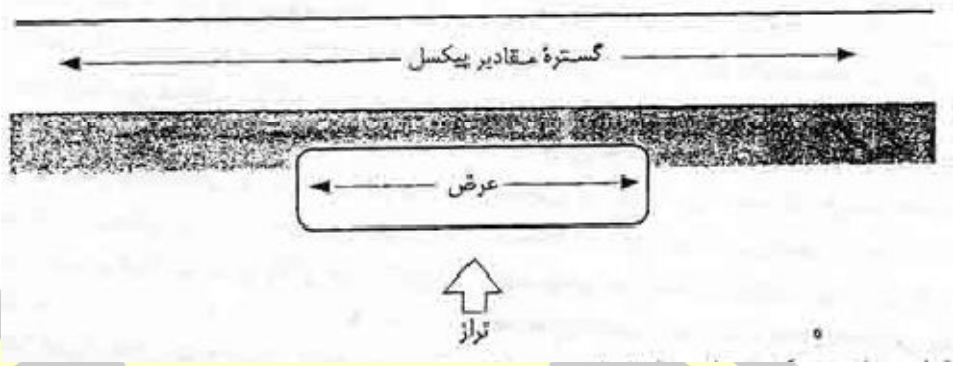
مثلا ww=400 و wl=-12 تصویر تیره و روشن و دنبال یک کلسیفه هستیم.

یا ww=529 و wl=-593 برونش ها و انشعابات را می توان دید.

بنابراین بر حسب اینکه دنبال چه چیزی هستیم wl را بالا و پایین می کنیم.

ما معمولا level را وسط می گذاریم ولی می توان آن را در کف یا سقف نیز گذاشت که بستگی به تنظیمات کارخانه سازنده دارد.

دانشجویان رادیولوژی ورودی ۸۹
دانشگاه علوم پزشکی تهران



در CT از زوایای مختلف اشعه داده می شود و دتکتورها از زوایای مختلف اطلاعات را جمع آوری می کنند پس دتکتورها شدت اشعه هایی که ثبت می کنند نوسانات زیادی دارد. در یک VIEW شدت ها متفاوت اند.

تغییر شدت نسبت به تغییر VIEW = سینوگرام

سینوگرام ثابت نیست و با یک درجه چرخش سینوگرام تغییر می کند.

در CT ۳۶۰ درجه تیوپ را می چرخانیم و در زوایای مختلف بافت های متفاوت وجود دارد و سینوگرام یک خط ثابت نیست، بعد این سینوگرام را آنالیز می کنند.

در استخوان عدد CT بالاست و در SOFT TISSUE اعداد پایین می آید. وقتی پهنای پنجره را تعیین می کنیم در واقع تطابق یک به یک را تعیین می کنیم.

هر چه WW بالاتر برود کنتراست بهتری دارد. تنوع رنگ بیشتر دارد و می توان WW را بازتر کرد. WW را باید طوری تعیین کرد که تطابق یک به یک با BITE و gray scale داشته باشد.

در TV یا سیستم های رنگی با ۳ رنگ اصلی تنوع رنگ ها زیاد می شود. رنگ های اصلی در هم ضرب می شوند مثلا اگر سیستمی رنگی و ۸ بیتی بود 256×256×256 می شود.

دانشجویان رادیولوژی ورودی ۸۹
دانشگاه علوم پزشکی تهران