ننگرهار طب پوهنځی

په معاصر طب کې د فزیک پېژندنه



پوهنمل گل احمد سهیل

سي ډي سره

پلورل منع دی
۱۴۰۰

په معاصر طب کې د فزیک پېژندنه

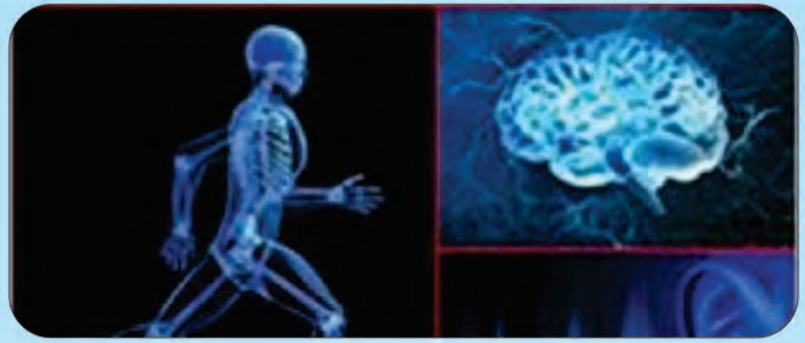
پوهنمل گل احمد سهیل

Nangarhar Medical Faculty

Afghanic

Sen Teach Assist Gul Ahmad Suhail

Introduction to Physics & Modern Medicine



Funded by
Kinderhilfe-Afghanistan

With CD

ISBN 978-9936-633-67-4



Not For Sale
2021

په معاصر طب کې د فزیک پېژندنه

پوهنمل گل احمد سهیل



Pashto PDF
2021

Nangarhar Medical Faculty
ننگرهار طب پوهنځی

Funded by
Kinderhilfe-Afghanistan

Introduction to Physics & Modern Medicine

افغانیک
Afghanic

Sen Teach Assist Gul Ahmad Suhail

Download:
www.kitabona.com
www.ecampus-afghanistan.org

اقرأ باسم ربك الذي خلق

په معاصر طب کې د فزیک پېژندنه

پوهنمل ګل احمد سهیل

لومړی چاپ

دغه کتاب په پي ډي ایف فارمټ کې په مله سي ډي کې هم لوستلی شئ:



د کتاب نوم	په معاصر طب کې د فزیک پېژندنه
ژباړونکی	پوهنمل ګل احمد سهیل
خپرندوی	ننګرهار پوهنتون، طب پوهنځی
وېب پاڼه	www.nu.edu.af
د چاپ کال	۱۴۰۰، لومړی چاپ
چاپ شمېر	۱۰۰۰
مسلسل نمبر	۳۳۰
ډاونلوډ	www.ecampus-afghanistan.org
	www.kitabona.com

دا کتاب د افغان ماشومانو لپاره د جرمني کمېټې، په جرمني کې د Eroes کورنۍ یوې خیریه ټولنې لخوا تمویل شوی دی.
اداري او تخنیکي چارې یې په آلمان کې د افغانیک لخوا ترسره شوي دي.
د کتاب د محتوا او لیکنې مسئولیت د کتاب په لیکوال او اړونده پوهنځي پورې اړه لري. مرسته کوونکي او تطبیق کوونکي ټولنې په دې اړه مسؤلیت نه لري.

د تدریسي کتابونو د چاپولو لپاره له مور سره اړیکه ونیسئ:
ډاکتر یحیی وردک، د لوړو زده کړو وزارت، کارته ۴، کابل
موبایل ۰۷۸۰۲۳۲۳۱۰، ۰۷۰۶۳۲۰۸۴۴
ایمېل textbooks@afghanic.org

د چاپ ټول حقوق له مؤلف سره خوندي دي.

ای اس بي ان ۹۷۸-۹۹۳۶-۶۳۳-۶۷-۴

د لوړو زده کړو وزارت پیغام



د بشر د تاریخ په مختلفو دورو کې کتاب د علم او پوهې په لاسته راوړلو، ساتلو او خپرولو کې ډېر مهم رول لوبولی دی. درسي کتاب د نصاب اساسي برخه جوړوي چې د زده کړې د کیفیت په لوړولو کې مهم ارزښت لري. له همدې امله د نړیوالو پېژندل شویو معیارونو، د وخت د غوښتنو او د ټولنې د اړتیاوو په پام کې نیولو سره باید نوي درسي مواد او کتابونه د محصلینو لپاره برابر او چاپ شي.

له ښاغلو استادانو او لیکوالانو څخه د زړه له کومې مننه کوم چې دوامداره زیار یې ایستلی او د کلونو په اوږدو کې یې په خپلو اړوندو څانګو کې درسي کتابونه لیکلي او ژباړلي دي، خپل ملي پور یې ادا کړی او د پوهې موتور یې په حرکت راوستی دی. له نورو ښاغلو استادانو او پوهانو څخه هم په درنښت غوښتنه کوم چې په خپلو اړوندو برخو کې نوي درسي کتابونه او درسي مواد برابر او چاپ کړي، چې له چاپ وروسته ګرانو محصلینو ته په واک کې ورکړل شي او د زده کړو د کیفیت په لوړولو او د پوهې د انتقال پروسې په پرمختګ کې یې نېک ګام اخیستی وي.

د لوړو زده کړو وزارت خپله دنده بولي چې د ګرانو محصلینو د علمي کچې د لوړولو لپاره د علومو په مختلفو څانګو کې معیاري او نوي درسي مواد برابر او چاپ کړي.

په پای کې د افغان ماشومانو لپاره د جرمني کمیټې او زمور همکار ډاکتر یحیی وردګ څخه مننه کوم چې د دې کتاب د خپرولو لپاره یې زمینه برابره کړې ده.

هیله‌من یم چې نوموړې ګټوره پروسه دوام وکړي او پراختیا ومومي چې په نژدې راتلونکي کې د هر درسي مضمون لپاره لږ تر لږه یو معیاري درسي کتاب ولرو.

په درنښت

پوهنمل دیپلوم انجنیر عبدالتواب بالاکرزي

د لوړو زده کړو وزارت علمي معین

کابل، ۱۴۰۰ ل

د درسي کتابونو چاپول

قدرمنو استادانو او ګرانو محصلينو!

د افغانستان په پوهنتونونو کې د درسي کتابونو کمـوالی او نشـتوالی لـه لويـو سـتونزو څخـه ګڼـل کېږي. يو زيات شمېر اسـتادان او محصـلين نويـو معلومـاتو تـه لاسرسـی نـه لـري، پـه زاړه ميتـود تدريس کوي او له هغو کتابونو او چېترونو څخه ګټه اخـلي چـې زاړه دي او پـه بـازار کـې پـه ټيـټ کيفيت فوتوکاپي کېږي.

مورِ تر اوسه پورې د ننګرهار، خوست، کندهار، هرات، بلخ، البيروني، کابل پوهنتون، د کابل طبي پوهنتون او د کابل پـولي تخنيـک پوهنتـون لپـاره ۳۴۲ عنوانـه مختلـف درسي کتابونـه د طـب، ساينس، انجنيري، اقتصاد، ژورنالېزم او کرهنې پوهنځيو لپاره چاپ کړي دي. ۹۶ طبي کتابونـه د آلمان د علمي همکاريو ټولنې DAAD، ۲۱۰ طبي او غير طبي کتابونه د افغان ماشـومانو لپـاره د جرمنـي کمېټـې (Kinderhilfe-Afghanistan)، ۷ کتابونـه د آلمـاني او افغـاني پوهنتونونـو ټـولنې DAUG، ۲ کتابونه په مزار شريف کې د آلمان فدرال جمهوري جـنرال کنسـولګری، ۴ کتابونـه د Afghanistan-Schulen، ۲ کتابونـه د سـلواک ابـډ، ۸ کتابونـه د کـنراد ادنـاور شـتيفټونګ بنسـټ (KAS) په مالي مرسته چاپ کړي دي.

د يـادونې وړ ده، چـې نومـوړي چـاپ شـوي کتابونـه د هېـواد ټولـو اړونـدو پوهنتونونـو او يـو زيـات شمېر ادارو او موسساتو ته په وړيا توګه وېشل شوي دي. ټول چاپ شوي کتابونه له www.afghanistan-ecampus.org او www.kitabona.com ويب پاڼې څخه ډانلوډولی شئ.

دا کړنې په داسې حال کې تر سره کېږي چـې د افغانستان د لوړو زده کـــړو وزارت د (۲۰۱۰ـ۲۰۱۴) کلونو په ملي ستراتيژيک پلان کـې راغـلي دي چـې: دا کړنـې پـه داسـې حـال کې ترسره کېږي چـې د افغانسـتان د لـوړو زده کـــړو وزارت د (۲۰۱۰ -۲۰۱۴) کلونـو پـه مـلي ستراتيژيک پلان کې راغلي دي چې:

"د لوړو زده‌کړو او د ښوونې د ښه کيفيت او زده‌کوونکو ته د نويو، کره او علمي معلوماتو د برابرولو لپاره اړينه ده، چې په دري او پښتو ژبو د درسي کتابونو د ليکلو فرصت برابر شي، د تعليمي نصاب د ريفورم لپاره له انګريزي ژبې څخه دري او پښتو ژبو ته د کتابونو او درسي موادو ژباړل اړين دي، له دغو امکاناتو پرته د پوهنتونونو محصلين او استادان عصري، نويو، تازه او کره معلوماتو ته لاسرسی نه شي پيدا کولای."

مورِ غواړو چې د درسي کتابونو په برابرولو سره د هېواد له پوهنتونونـو سره مرسـته وکـړو او د چېتـر او لکچرنوټ دوران ته د پای ټکی کېږدو. د دې لپاره اړينـه ده چـې د افغانسـتان پوهنتونونـو لپـاره هر کال لږ تر لږه ۱۰۰ عنوانه درسي کتابونه چاپ شي.

له ټولو درنو استادانو څخه هیله کوو، چې په خپلو مسلکي برخو کې نوي کتابونه ولیکي، ویې ژباړي او یا هم خپل پخواني لیکل شوي کتابونه، لکچرنوټونه او چپټرونه ایډیټ او د چاپ لپاره تیار کړي، زموږ په واک کې یې راکړي چې په ښه کیفیت چاپ او وروسته یې د اړوند پوهنځیو، استادانو او محصلینو ته په واک کې ورکړو. همدارنګه د یادو ټکو په اړه خپل وړاندیزونه او نظریات له موږ سره شریک کړي، چې په ګډه په دې برخه کې اغیزمن ګامونه پورته کړو.

د لیکوالانو او خپروونکو له خوا پوره زیار ایستل شوی دی، چې د کتابونو محتویات د نړیوالو علمي معیارونو پر اساس برابر شي، خو بیا هم کېدای شي د کتاب په محتوا کې ځینې تېروتنې او ستونزې ولیدل شي، نو له درنو لوستونکو څخه هیله لرو چې خپل نظریات او نیوکې لیکوتل او یا موږ ته په لیکلې بڼه راولېږي، چې په راتلونکي چاپ کې اصلاح شي.

د افغان ماشومانو لپاره د جرمني کمېټې او د هغې له مشر ډاکتر ایروس څخه ډېره منه کوو چې د دغه کتاب د چاپ لګښت یې ورکړی دی، دوی تر دې مهاله د ننګرهار پوهنتون د ۲۱۰ عنوانه طبي او غیر طبي کتابونو د چاپ لګښت پر غاړه اخیستی دی.

د جې آی زیټ (GIZ) له دفتر او CIM (Center for International Migration & Development) څخه، چې زما لپاره یې له ۲۰۱۰ نه تر ۲۰۱٦ زېږدیز کاله پورې په افغانستان کې د کار امکانات برابر کړي وو، هم د زړه له کومې منه کوم.

د لوړو زده‌کړو له علمي معین پوهنمل دیپلوم انجنیر عبدالتواب بالاکرزي، د مالي او اداري معین ښاغلي نور احمد درویش، د لوړو زده‌کړو وزارت سلاکار ډاکتر ګل رحیم صافي، د پوهنتونونو رییسانو، د پوهنځیو رییسانو او استادانو څخه منه کوم چې د کتابونو د چاپ لړۍ یې هڅولې او مرسته یې ورسره کړې ده. د دغه کتاب له لیکوال څخه ډېر مننه‌وی یم او ستاینه یې کوم، چې خپل د کلونو - کلونو زیار یې په وړیا توګه ګرانو محصلینو ته وړاندې کړ.

همدارنګه د دفتر له همکارانو هر یو؛ ښاغلي حکمت الله عزیز او ښاغلي فهیم حبیبي څخه هم منه کوم چې د کتابونو د چاپ په برخه کې یې نه ستړې کېدونکې هلې ځلې کړې دي.

ډاکتر یحیی وردک، د لوړو زده کړو وزارت سلاکار
کابل، مې، ۲۰۲۱
د دفتر ټیلیفون: ۰۷۸۰۲۳۲۳۱۰، ۰۷۰٦۳۲۰۸۴۴
ایمیل: textbooks@afghanic.org

د کتاب په اړه د لارښود استاد سپارښت لیک

د بیزیک ساینس څانګې محترمو غړو ته!

السلام علیکم ورحمت الله و برکاته

د فزیک څانګې غړی محترم ګل احمد سهیل د پوهنملۍ علمی رتبی ته د لوړتیا لپاره د څانګې د اړتیا له مخې د څانګې له خوا د **INTRODUCTION TO PHYSICS MODREN MEDICINE**

ټکسټ بوک د **115** تر **258** صفحو پوری د ژباړې موضوع ورکړې وه موضوع مخکې د اړوند مراجعو له خوا تائید شوې ده ، د یاد کتاب ژباړه زما تر مستقیم لارښونې لاندې سرته رسولې او په هکله یې په لاندې ډول خپل نظر وړاندې کوم :

اصل کتاب چې ژباړه ورځخه ترسره شوې د نړۍ په مشهورو پوهنتونونو کې تدریس کیږي یو بااعتباره کتاب دي محتوا یې د طب د پوهنځي د فزیک د کریکولم سره تقریبا ورته والي لري ، کتاب په خورا روانه او ساده ملي پښتو ژبه ژباړل شوي لوستونکي په یو ځل لوستلو سره ورځخه مطلب تر لاسه کولای شي ، د کتاب په ژباړه کې کوښښ شوي د اصل کتاب د کلام اصالت او امانت داري په پام کې نیول شوي او د کتاب ژباړه کټ مټ ترسره شوي او هغه لغاتونه او اصلاحات چې په پښتو ملي ژبه کې ورځخه معنا ء وي لرو ورځخه ګټه اخستل شوي ده . دا کتاب نه یوازې د طب پوهنځي د لومړي ټولګي د محصلینو هغه درسي ستونزه چې ددې کتاب په نه لرلو کې درلوده له مینځه وړي بلکې د پښتو ملي ژبې په بډاینه کې هم سترګام دي . زه د پورته ارزښتونو په بناء د یاد کتاب ژباړه تائیدوم او د لوړو زده کړو د وزارت د ترفیعاتو د نورو شرایطو د پوره کولو تر څنګ یې د پوهنمل علمي رتبی ته د لوړتیاء لپاره کافي بولم او په راتلونکې کې ورته د روغ صحت ترڅنګ د نورو علمي بریاوو غوښتونکې یم والسلام

پوهاند دوکتور خلیل احمد (بهسودوال)

د طب پوهنځي هستوپتالوژي څانګې استاد

د اثر په اړه نظر او سپارښت لیک

محترما!

ماد INTRODUCTION TO PHSICS IN MODERN MEDICINE درسي کتاب د څلورم او پنځم څپرکو ژباړه چې د طب پوهنځي د اړونده څانګې د اړتیا له مخې د محترم پوهنیار ګل احمد سهیل له خوا په پښتو ژبه ژباړل شوي ، په ځغلنده ډول وکوت د پای کتو وروسته پدې اړه خپل نظر په لاندې ډول وړاندې کوم:

د INTRODUCTION TO PHSICS IN MODERN MEDICINE تر سرلیک لاندې اثر چې د ژباړونکې لخوا د هغې د ۱۱۵ تر ۲۵۸ مخونو ژباړه د دوه ؤ څپرکو په ویش لیکل شوي دي د پاک خدای ﷻ په سپیځلي نامه پیل کیږي او ترمخکنیو خبرو او سرلیک وروسته سریزه لیکل شوي ده چې په هغې کې مولف د کتاب پر اړتیا او د هغې پر محتوایاتو باندې ځغلنده رڼا اچولې او هم ژباړونکې په پیل کې د هغې محتوا په لنډ ډول توضیح کړې ده چې په لوستلو سره یې د لوستونکې پام د کتاب اساسي برخو ته اړول کیږي .

د اثر په لومړي برخه (څلورم څپرکی) کې د غږیزو څپو په مرسته لیدنې په اړه اړین مفصل توضیحات لیکل شوي دي د ژباړې په دوهمه برخه (پنځم څپرکی) کې د اکسرې په مرسته انځور او ستی سکن پواسطه تشخیص تر سرلیک لاندې په معاصر طب کې د نوي تکنالوژۍ په استعمال سره د ناروغانو د ستونزو د تثبیت او تشخیص په اړه اړونده معلومات د واضح شکلونو په مرسته توضیح او ښودل شوي دي او په پای کې د ماخذونو ذکر شوي دي چې لوستونکو ته دا زمینه برابره وي ترڅو د اړتیا پر وخت هغو ته په مراجعې سره خپل معلومات نور هم بشپړ کړي.

د ژباړې په لیکنه کې په پوره امانت داري سره د رواني او علمي پښتو څخه کار اخستل شوي چې دا نه یوازې د افغانستان د پښتو ژبې ویونکو محصلینو لپاره د لوستلو اسانتیاوي برابروي بلکې د دري ژبې ویونکو محصلینو لپاره هم د ژباړې په لوستلو کې کومه ستونزه نه پیدا کوي . په همدې توګه د هر څپرکې د موضوعاتو د روښانتیا لپاره

ځانګړي مثالونه او انځورونه ارایه شوي دي . چې محصلینو او ددي څانګې نورو مینه والو ته د وخت او شرایطو مطابق اړوند تازه معلومات چمتو کوي .

زه ددي اثر په ځانګړي ډول د پښتو ژبو ویونکو سیمو محصلینو لپاره د علمي او ممد درسي موادو په توګه یو نوي اثر ګڼم او هیله مند یم چې مسلکي څانګو زده کوونکو ته د درسي ممد د اړتیا د پوره کولو په خاطر د هغي د چاپ په برخه کې هر اړخیزه هڅه وشي ترڅو په لنډ وخت کې هغه چاپ او د محصلینو په اختیار کې ورکړل شي او هم هیله مند یم چې نوموړي د ټولو امتیازاتو څخه د خپلي علمي ترفیع لپاره ګټه واخلي.

په پای کې ددي ژباړې د تائید ترڅنګ محترم استاد ته د الله ج څخه د نورو بریاوو هیله کوم .

په درنښت

پوهاند دیپلوم انجنیر محمد اجمل (حبیب صافی)

د انجنیري پوهنځي د عمومي تخنیکي مضمونونو د څانګې امر

لړليک

4 د غږيزو امواجو پواسطه ليدنه: د تشخيصي التراساوند آنځوراخستنه

4.1 پيژندنه: ۱

4.2 غږيز امواج: ٦

4.3 التراساوند څه شي دي: ۱۰

4.4 د التراسوند انرژي: ۱٦

4.5 ايکوځنګه توليديږي: ۱۷

4.6 التراسوند څنګه توليديږي: ۲٤

4.7 د ايکوپواسطه آنځورونه: ۲۸

4.8 د التراساوند دسکنر ډيزاين: ۳۷

4.9 په بدن کي د التراساوند جذب: ٤۳

4.10 د التراسوند محدوديتونه: ٥٤

4.11 د التراسوند آنځوراخستنه څومره مخفوظه ده؟ ٦۳

4.12 د ولادي التراساوند آنځور اخيستنه: ۷۰

4.13 ايکوکارډيوګرافي: د زړه د التراساوند آنځورونه ۷۷

4.14 د دوپلر د حادثې اساسات: ۷۸

4.15 د وينې د جريان په اندازه کولو کې د دوپلر د حادثي استعمال: ۸٥

4.16 د رنګ د جريان آنځورونه: ۸۸

4.17 دري بعدي التراسوند ۹۰

4.18 ګرځنده التراسوند – د نړي د پرمختګ د پاره مناسبه تکنالوژي ده ۹۳

پوښتنې: ۹۹

مسايل ۱۰۰

5 د ايکس وړانګي آنځور: تشخيصي ايکس وړانګي او سي تي سکن

5.1 پيژندنه: ۱۱۰

5.2 تشخیصي ایکس وړانګه: د بدن د ایکس وړانګي سیوري ۱۱٤
5.3 په اجسامو کې د تماس له امله د ایکس وړانګي ډولونه: ۱۱۸
5.4 د ایکس وړانګي د آنځور جوړوني اساسي موضوع: ۱۲۸
5.5 د کنتراست رساني نرم انساج د ایکس وړانګي په واسطه مریې کوي: ۱٤۱
5.6 د ایکس وړانګي د تولید طریقه: ۱٤٦
5.7 د ایکس وړانګي دیتکتورونه..... ۱٥۷
5.8 ماموګرافي: د تیونو د سرطان د اسکیننګ لپاره: ۱۷۰
5.9 ډیجیټل رادیوګرافي: ۱۸۱
5.10 کمپیوټیډ توموګرافي (CT): ۱۹٤
5.11.استعمال: د کمزورو هډوکو ننبي – د هډوکو اوستوپرایزیز کې د منرالونو اسکن..... ۲۱۲
پوښتنې : ۲۱۹
مسایل: ۲۲۳

د ښوونکي سريزه:

د فزيک پوهانو ټولنې تل هڅه کړيده چې د طب او ساينسي علومو زده کوونکو لپاره په زياته آندازه د فزيک علم د زده کړې مواد تهيه او برابر کړي، خو د فزيک د نصاب اکثره کتابونو د طبی علومو په تشريح کې کمه ونډه اخستې ده څرنګه چې د فزيک علم د طب محصلينو لپاره ضرور دي دا کتاب د طب او نيمه طب د شوي دي. او د هغه زده کوونکو لپاره چې په زياته آندازه ئي طبی علوم ندي لوستې او محصلينو او زده کوونکو لپاره زيات اهميت لري، چې نومورې کتاب د دغه منظور د حل لپاره ترتيب د طب په برخه کې د فزيک علم ته اړتيا لري. په هر صورت يو شمېر فزيک پوهانو دا کتاب ستايلی او د طب په برخه کې ئي وړ بللي دي. که څه هم دا کتاب د طب په برخه کې د لوړو زده کړو لپاره ندي ترتيب شوي خو په ساده او بنيادي موضوعاتو لکه MRI او د هغه په رياضيکي درملنه بحث کوي.

دا کتاب د طب هغه محصلينو لپاره چې د طبي علومو په برخه کې ئي زياتي زده کړې نه وي کړي د يو سمستر لپاره بسنه او کفايت کوي، چې زه عموماً دا کتاب د څېرکې يا څېرکو د مفرداتو له مخې په يو سمستر کې محصلينو او زده کوونکو ته تشريح کوم او په هغه صورت کې چې ابتدائي زده کړي په دوه ؤ سمسترو کې لوستل کېږي نو بيا دا کتاب د اضافه درسي موادو په حيث چې په هغه کې د طب په برخه کې مثالونه، دمشکلاتو حل ، او د طبی موضوعاتو او آنځورونو د تشريح لپاره استعمالېږي.

ددي کتاب د زياتره موضوعاتو په تشريح کې ما دا فرض کړل چې محصلين د فزيک، بيولوژي او کېمیا له علم سره د مخکې نه اشنائې نلري خو ځنی محصلين د ښوونځي له دوري څخه ددي علومو سره اشنائي لري. چې په عمومي ډول نومورې موضوعات په ساده الفاظو سره د مثالونو او آنځورونو پواسطه تشريح شوي دي.

ددي کتاب د زده کړي لپاره ابتدائي الجبر، هندسه، انالايز او ګراف په هکله آساسي او ابتدائي معلوماتو ته ضرورت ليدل کېږي، ددي کتاب په هر څپرکې کې موضوعات په لنډ ډول سره تشريح او واضح شوي او د موضوعاتو اړونده ټولې ضروري علمي موضوعات هم شامل دي او د لا تشريح او وضاحت لپاره په نورو څپرکو باندې حوالي هم ورکړل شوي دي.

ما هڅه کړې چې ددي مضمون د تدريس لپاره داسې يو ماحول ترتيب او برابر کړم چې يو ښوونکې په دي مضمون کې د لومړنې سابقې څخه علاوه وکولاي شي چې دا مضمون تدريس کړئ.

د نومورې کتاب څخه ډاکټران او فزيک پوهان د روغتون له ساحو څخه بيا په سفرونو او ليدنو کې ګټه اخلي.

د دوهم چاپ لپاره سریزه:

ددي کتاب په دوهم چاپ کې د لومړي چاپ دوباره کتنه شوي او ټول هغه مواد ورکې ځای شوي چې د لومړي چاپ څخه وروسته لاسته راغلي لکه Camera fill (کېمرا فیل) چې د معدې د دننې حالت یو فلم تیارونکي تکنالوژي او علم دي، Hybrid PET/CT یو ډول سکېنرونه دي چې د ښې تداوۍ لپاره استعمالېږي، هغه انتقالېدونکې الټراساوند سکېنرونه چې د هغه جسامت له یو کوچنۍ لپ ټاپ څخه هم کوچنۍ وي، الکترونیکي آنځورونه او هغه کمپیوټري آنځورونه چې په طبي برخه کې استعمالېږي معلومولي شي، هغه درې بعدي آنځورونه چې د طب په برخه کې ګټور دي د هغې جوړول او ښودل، هغه روبوټونه چې په جراحي برخه کې کار کوي، IMRT هغه آله ده چې د رسولۍ د علاج لپاره استعمالېږي، Proton therapy (یو ډول علاج دي چې په هغې کې د پروتون د ذراتو پواسطه د رسولې حجرې له مینځه وړل کېږي) او د دې تر څنګ د پرمختګ په حال کې هیوادونو کې د طب په برخه کې د آنځوریزي تکنالوژي په استعمال بحث شوید ي.

پدې ډګر کې د پاتې کېدلو او نوي تکنالوژۍ څخه د ځان خبرولو علت دادي چې فزیک په طب کې زیات اهمیت او رول لري.

د لیکوال مننه:

دا پروژه به هیڅ کله هم د بېلا بېلو سرچېنو د ملاتړ څخه په غیر د استفادې وړ نه وي، د نیشنل ساینس اداري ددي کتاب په لیکلو او پرمختګ کې مالي مرسته کړي چې نوموړې پیسیې ئي د DUE -9354424 پروژې په مرسته تسلیم او راکړي، هاورډ هګز د طبي علومو انسټیټوتHoward Hughes Medical Institute د خپل انسټیټوت د حیاتي علومو د زده کړې نوښت تر عنوان لاندې په نوموړي کتاب کې په زیاته آندازه مرسته کړي ده.

ددي کتاب په هکله زما نظریات نور هم هغه وخت پراخه شول کله چې ماته ئي اوه کاله وروسته د Tricollege New Directions Fellowship اداري په مرسته رخصت راکړل شو، ما د نوموړي کتاب په ترتیب او جوړولو کې د Haverford College د اداري ملاتړ، د خپلو همکارو استادانو څخه چې د بیولوژي، کېمیا او فزیک په دېپارتمنټ کې تدریس کوي مننه وکړه، که څه هم زما د همکارانو او زما معلوماتو ددي درسي کتاب، کورس او داسي نورو چارو په ترسره کولو او جوړولو کې مرسته کړي ده، زه په خاصي ډول سره د جان آر کامرون، پېټرکولنګر جان چې تریکسال، جان بروکولي، روفس نیال، کېډاوارډز، ستېون فشر، بیک کمټن، ایمي سلېټون، جوزف ډمېټ، پټربشن الین، روډ میلیرنډ، ډېن زولمن او ډاکټر اېرک رسمیوسن څخه منه او شکریه کوم.

ډېډمیوسن د نوموړي کتاب په جوړولو کې مهم رول ولوباوه او زه ئي دې ته وهڅولم ترڅو نوموړي کتاب تدریس کړم، همدارنګه په Haverford College کې زما زده

کوونکو ماته د نوموړي کتاب په هکله ګټوري مشورې راکړي او همدارنګه ئي راته د دوهم چاپ لپاره د ځینو موضوعاتو په هکله وړاندیزونه وکړل.

د نوموړي کتاب په تخنیکي او آنځوریزي برخه کې راسره جوي فروزي او کبړي لبو ابلي نه ستړي کېدونکې هلي ځلي او مرسته کړي ده.

ما د خپل کورس د لېدونکو څخه ډیره زده کړه وکړه په خاصي ډول د ډیوډ روز، مایکل کېنان، لیوس کنټر، جي کویلن تناکه، ګریګوري ایل مېک لینټایر، فېلس فرانکل، لېون مچېل، جیوفري اېګوایر، ارجن یود، ډېوډ کې جونسن څخه، همدارنګه هغه هسپتالونه چې زمونږ په علاقه او منطقه کې موجود دي لکه HHMI Progam د پنسلوانیا پوهنتون په هسپتال کې،لینکنو روغتون او براین مغروب روغتون په ډیر درناوي او د زړه له تله زمونږ د کورس په پرمختګ کې ونډه واخسته.

د انګلستان د کتابونو چاپ کولو اداري غړي او زما استازي جون ناواس راسره د نوموړي کتاب په لیکلو کې مرسته او مشورې راکړي او همدارنګه ئي د دوهم چاپ په ټولو چارو کې راسره کومک او لارښوونه کړي ده، همدارنګه د Production editorial اداري کار کوونکې امبر ډونلي او د نورو ادارو همکارانو څخه چې د Taylor and Francis په ادارو کې د اېډیټ کولو چاري پرمخ وړي مننه کوم. په اخر کې زه د خپل خاوند چارلي(Charlie)څخه د زړه له تله مننه کوم او نوموړي کتاب دې هغه ته ډالۍ وي.

4 د غږيزو امواجو پواسطه ليدنه

د تشخيصي التراساوند آنځوراخستنه

4.1 پيژندنه:

تجروباتاً پوهېږي چې غږيز امواج د انسان په نسجي جوړښتونو کې حرکت کوي. که تاسي خپل غوږ د چا په سينه کېږدي د هغه د زړه ضربان اوريدلي شئ. د طبي تشخيصي التراساوند آنځوراخستنه د غږيزو امواجو په واسطه د بدن داخلي برخي د ليدولو لپاره روښانه کوي او په هغه کې (ګوري)، د غږيزو امواجو معاينه ضرر نلري او محفوظه ده، ډياګنوستيک التراساوند تکنالوژي د آنځوراخستني يواځنې په زړه پوري تکنالوژي ده چې په نسائې ولادي کې ډاکټران او والدين کولي شي دهغه په مرسته په رحيم کې په منظم ډول د جنين آنځور وګوري. په (4.1(a آنځورکې د التراساوند دا ډول آنځور (سونوګرام) په رحيم کې د ولادت د مخه د کوچني وضعيت ليدلي شي. په التراساوند باندې د بحث دمخه ددې تکنالوژي ترشا دهغه علمي کړنلاري ته کتنه کوو، تر ټولو لومړي دهغه آغښزي مطالعه کوو، که فرض کړو چې ستاسې ډاکټر ستاسې د ګېډې د التراساوند د معاينې امر کړيدي. دا تجربه څنګه ده؟ دا معاينه خارج بستر معاينه ده چې لږي آماده ګئ ته اړتيا لري، يعني تاسي مجبورنه ياست چې روغتون کې بسترشې. ځکه دا ډول معاينه ډاکټران د راډيولوژي دځانګې د دا ډول وسايلو په مرسته په يوه وړه خونه کې اجراء کولي شي يا په بعضي وختونو کې د ډاکټر په دفتر کې هم ترسره کېږي د التراساوند سکنر د يو چا د شخصي کمپيوټر سره مشابهت لري (4.1bآنځور). د معاينې په وخت کې، ناروغ د

معاینې په میز اوږد غزېږي ډاکټر یا طبي تکنالوجست (د سونګرافر په نوم) د ترانسډیوسر په سطح د جیل کوټ ورکوي د التراساوند لوړ سپیکر او یو میکرافون، هموار برقي بلیډ د معاینې په وخت کې کار کوي دا ډول معاینه په عمومي ډول درد لرونکې نده یواځې ترانسډیوسر ته د پوستکې په مخ فشار ورکوي. د معاینې په وخت کې، سونوګرافر ترانسډیوسر د بدن د ګټې یا شا په مختلفو موقیعتونو کې ګرځوي کوم آنځورچې د تلویزون د سکرین په مخ ښکاره کېږي سونګرافرته ستاسې داخلي آناتومي معلوموي. په التراساوند کې د معاینې د وخت اوږدوالي د ډیرو فکتورونو پورې اړه لري، د التراساوند د معاینې وخت د 15 دقیقو څخه تر نیم ساعت پورې دي چې په دې وخت کې د معاینې ټول ضرورتونه رفع کېږي. کله چې معاینه پای ته ورسېږي جیل د معاینې د ځای څخه پاکېږي او تاسي تګ ته اماده یاست. دا ډول آنځورونو څخه د ډاکټر او رادیولوجست په وړاندې چې څه دي د لازیات تحلیل او تجزیې لپاره په کار وړل کېږي. د التراساوند په آنځورونو کې د التراساوند کوم ډول افزارو ته اړتیا شته؟ د ترانسډیوسر کارول ډیر اسان دي. دا د لوړې فریکونسۍ امواج تولیدوي چې زمونږ د غوږونو پواسطه نه اوریدل کېږي. همدا د التراساوند اصطلاح ده. د غږیزو امواجو دا سګنالونه په بدن کې حرکت کوي او په رګونو کې د وینې د جریان د محافظوي دیوالونو سره مخامخ کېږي او داسي نور. په خپل اصلي لوري منعکس کېږي د انعکاس د یو وخت وروسته یې اواز دلوړ سپیکر پواسطه د اوریدو وړ دي. د دا ډول ایکو د بازګشت وخت د ایکود تولید د موقیعت تابع دي.



(a)

1.4 (a) د جين د التراسوند آنځور: په 18 اوني کې د جين د سر د ودي مقطعي ښودل کېږي (د التراسوند پواسطه د اوميدواري په وخت کې نور نوي او جالب آنځورونه د Dr.joseph Woo's ډير ښه ويب سايټونه چې په htt://home.hkstar.com/~joewoo/joewoo2.html کېږي) ښودل کېږي(په ډيراداب سره د Dr.woo په اجازه يې وکاره وي) (b) ولادي التراسوند د باداري بشپړه معاينه څرګنده وي(په ډير اداب سره ATL په اجازه وکاره وي) (c) د التراسوند د مقطعي برخي په آنځور کې د زړه څلور جوفونه ښودل کېږي. اټريا د آنځور په سر وينټريکل په بيخ کې دي (په ډير اداب سره د اکوژن د شرکت په اجازه)

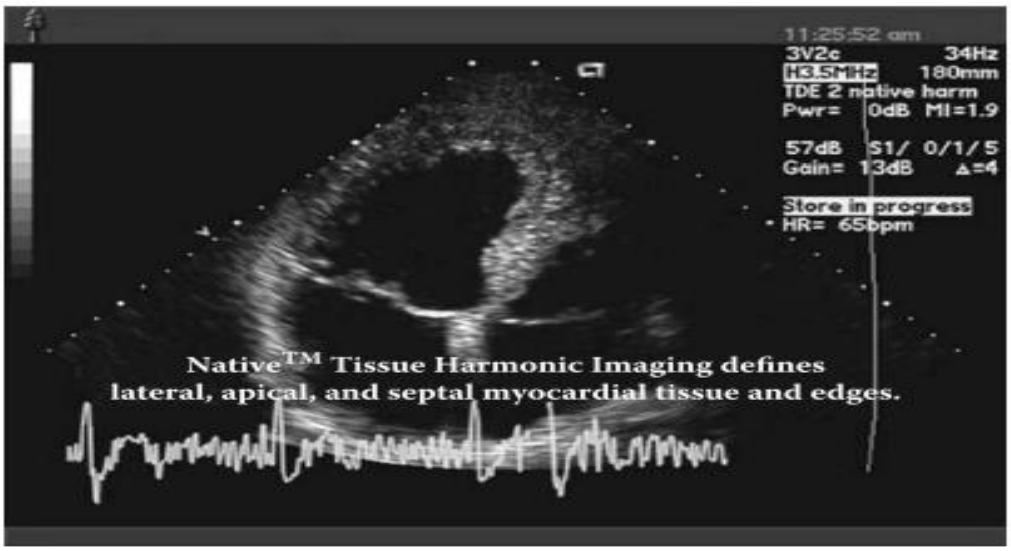
دا معلومات د بدن د مقطعي برخي د آنځورولو لپاره په کارولو کېږي. د سونار د طرېقي څخه د بيړيو او ډولفينونو لپاره د اوبو لاندي د موانعو په ليدولو کې استفادي کېږي. ددي سيستم (ايکولوکېشن) د نموني يا نقل په کارولو کې تغير راځي، د هغه نسخه داسي ترتيب شوي ده چې په تياره کې بيړي د خپل حرکت جهت پيژندلي شي. هغه آنځورونه چې د التراساوند د اسکنر په واسطه جوړېږي د تلويزون په مانټر کې تور او سپين ښودل کېږي (4.1cآنځور).

دا آنځورونه د وروستيو معلوماتو لپاره د ويډيو او چاپ په ډول ساتل کېږي. د التراساوند عادي او مروجه کارونه عبارت ده له:

- د متخصصي ډاکټرې او میډ وایفې پواسطه په امیدواره ښځو کې د بارداری د پرمختګ څارنه. په رحیم کې د جنین مجسم کول، د تولد د مخه د معاینې ټول ډولونه چې په هغه کې د تولد نیمګړتیاوې په ننبه کېږي.
- د زړه او رګونو التراساوند ، د زړه د جوړښت (4.1c آنځور) او د وینې د دوران د سیستم معاینه او څارنه.



(b)



(c)

- د ښځينه ناروغيو الټراساوند، د رحيم د جوړښت معاينه، د تخمدان، او د هغه د جانبي قسمتونو معاينه د تومورونو او غدواتو د لټون لپاره.
- په پروستاټ کې د تومورونو معاينه.
- د الټراساوند پواسطه د تي معاينه، په تي کې د سرطاني کتلو لټول، د غدواتو معاينه د الټراساوند پواسطه.
- بطني الټراساوند، په هغه کې د ارګانونو ليدل لکه مثانه، پانکراس، تريخي، معده، کولمې او ځيګر.
- د پښتورګو الټراساوند ، د پښتورګو د آنځورګيرۍ لپاره.
- د ټايرويد معاينه، په ټايرويد کې د تومور اوغدواتو معاينه.
- د بينائي د سيستم الټراساوند، په سترګو کې د شبکې ترشا د پټو جوړښتونو معاينه کول، د شبکې تر شا د تومورونو تشخيص، په ريټينا کې د اجنبي جسمونو او خونريزۍ احساسول، د سترګې په جراحۍ کې د الټراساوند آنځورونو څخه استفادې.
- مداخله ئي الټراساوند- د الټراساوند آنځورګيرۍ په جراحۍ کې د يو لارښود په ډول کارېږي لکه د تومور بايوپسي کول، د سست وچول، د شنډتوب درملنه.

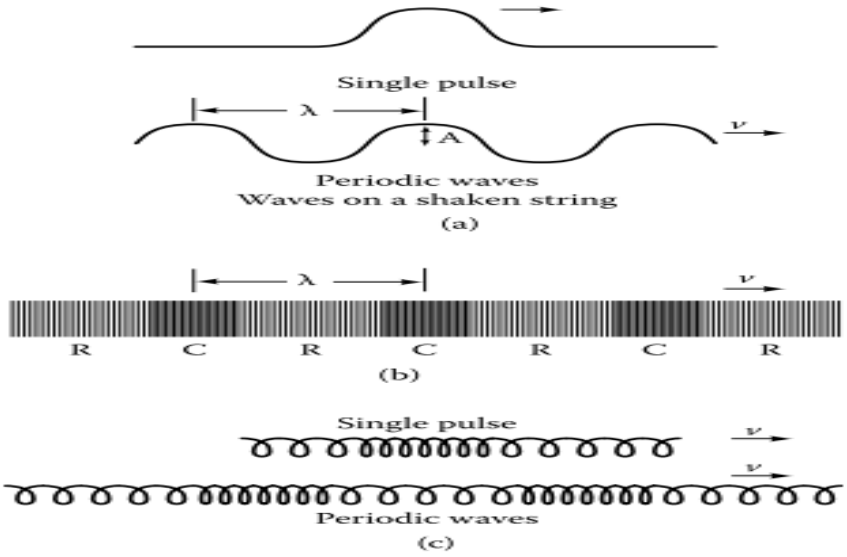
د الټراساوند مهمه تکنالوژي د ډوپلر په نوم يادېږي، يا د رنګ جريان ددي تکنالوژۍ او د الټراساوند د آنځورګيرۍ د آلاتو په مرسته په بدن کې د وينې د جريان سرعت اندازه کېږي. په دې طريقه کې د ډوپلرد حادثې څخه کار اخلي، دا يو فزيکي

اصل دي چې د رادار د کار سرعت هم پرې اندازه کېږي. رنګه ترانسډیوسر د زړه متخصیصنو ته اجازه ورکوي چې د زړه ضربان په خپل کلینک کې مشاهده کړي د ويني د جريان د رنګه نقشي د مخې د هغه په هکله فکر وکړي. په ډیرو حالاتو کې دا تکنالوژي کېدلي شي په ډیر سرعت بعضي خطرناکه دندې لکه کتتر د ويني د جريان لپاره او د رنګ د پیچکاري پواسطه وېنه په دوران راولي. مونږ د التراساوند په توليد کې بعضي بنيادي مفاهيم د التراساوند له مخې په لنډ ډول برسې کوو. لومړي هغه ځکه مهم دي چې په هغه غور وشي او پرې وپوهېږو. د موجې فزيک د اساساتو څخه دا تکنالوژي راوتلي ده. همدا ډول به معلوم شي چې د التراساوند خطرات څه ډول دي او د خطراتو په مقابل کې ئې د ډاکټرانو لارښودنې څه دي. د التراساوند مهم او عام استعمال چې يو يې نسائې ولادې التراساوند او بل يې د کارډياک التراساوند دي ددې څېړکې په دوران کې به پرې رنا واچول شي.

4.2 غږيز امواج:

که يوه لحظه داسي فکر وکړو چې انسان څنګه اوازونه توليدوي د اواز په جوړېدو کې اهتزاز شامل دي: لکه کش شوي باريکه تارونه، د ويليون تارونه، د لوډ سپکر ډيافراګم، ډوهل، په دې ټولو کې د اوازونو په جوړېدو کې اهتزاز اجراء کېږي. د اواز په پېژندلو کې زمونږ لپاره اهتزازات ضرور دي. هغه اواز چې د ډوهل د اهتزاز پواسطه توليد يږي. د ببلګې په ډول په هوا کې خپرېږي او بيا بلاخره زمونږ غوږونو ته رسېږي، هغه ځاي ته چې هلته باريکه موي مانند جوړښتونه دي ددې جوړښتونو پواسطه ارتباط قايميږي. کله چې مونږ اوازونه اورو نو زمونږ اعصاب په واقعي ډول

ددې استواني باريکه جوړښتونو پواسطه د مربوطه اهتزازاتو پواسطه تنبه کېږي. دا ډول اهتزازات په څه ډول د هوا او بيا د هغه ځايه زمونږ غوږونو سره ارتباط تأمينوي؟ دا باريکه محيط غږ ته څه ډول حرکت ورکولي شي غږيز امواج دي چې په يو محيط کې د اهتزازاتو د حرکت له امله لکه هوا، وښه او يا د بدن په انساجو کې مينځ ته راځي. د غږيزو امواجو په هکله تصور ډير مشکل دي چې وپوهېږو چې د امواجو حرکت په دقيق ډول تصور شي. لکه د اوبو څپې او يا په کش شوي تار کې د امواجو حرکت (4.2aآنځور).



2.4 په يوه پرې کې امواج، پيريدو کې امواج دي چې د خپريدو په جهت يې موجې اوږد والي λ او سرعت يې V ، او امپليتود يې په A ښودل شوي دي (b) په يوه محيط کې د طولي غږيز آنځوريز تغيرات رسم شوي دي کله چې د موج د حرکت د امله د محيط په تعضي ځايونو کې سره نژدي کېږي(د محيط نژدي کېدل په C ښودل شوي دي) او د محيط په نورو ځايونو کې يو د بل څخه لرې وزي(په محيط کې لرې کېدنه په R ښودل شوي ده). (c) د پرې په مساوي برخو کې موجي اوږد والي يو يل ته نژدي او کله يو دبل څخه لرې کېږي.

ځکه چې دا عمودي امواج د رسۍ د حرکت په وخت کې توليديږي او د موج د حرکت په جهت عمود دي. که په يوه لحظه کې دا ډول امواج په نظر کې ونيسو ددې امواجو دامنه به مونږ د هغه قلي (بام) په اړه متوجي کړي چې د هغه ټيټ قيمت د موج د درې په نوم يادېږي. د امواجو د اصطلاح کارونه د بحرونو د امواجو سره مشابه او يو شان

په کارولې کېږي د امواجو د حرکت په وخت کې دهغه سرعت په v او موجې اوږد والي يې د λ او مکمل دور ته ئې فريکونسي وائي چې د f په توري ښودل کېږي چې په يوه ثانيه کې د دفعاتو شمېر بلل کېږي(4.2aآنځور).

فريکونسي د T پريود سره تړاو لري. پريود هغه وخت دي چې يو موج د يو ثابتي نقطي په شاوخوا کې يو مکمل دور اجراء کړي، يعني $f = \frac{1}{T}$: که د موج تغير په نيمه ثانيه کې د يوې ثابتي نقطي په شاوخوا کې واقع شي نو د موج دوه تغيره په يوه ثانيه کې مينځ ته راځي ($\frac{1}{0.5\ sec} = \frac{2}{sec}$) ددې ځايه ډير ژر پوهيدلي شو چې سرعت، موجې اوږدوالي او فريکونسي يو د بل سره تړاو لري. کله چې غږيز امواج د هوا څخه تيريږي د هوا مالیکولونه کله شاته او کله مخته حرکت کوي. کله چې امواج د رسۍ څخه تيريږي هغه کله پورته او کله ښکته حرکت کوي. په هر صورت، غږيز امواج د هوا د مالیکولونو د حرکت نه سبب کېږي.

د غږ هارمونيکې منبع، د هوا د مالیکولونو لومړي ګروپ پورته وړي او بيا د موج د حرکت په جهت يو د بل څخه جلا کېږي (4.2b). په دې طريقه جوړشوي امواج د طولي امواجو په نوم يادېږي دا نوبتي متناوب امواج د هوا د مالیکولونو ګروپ پورته کوي (فشار ورکوي) او بيا د هوا مالیکولونه يود بل څخه جلا کېږي (دوباره انعکاس) په دې وخت کې غږېزي منابع په اهتزاز راځي. د يادولو وړ ده چې د هوا مالیکولونه په خپله په اهتزاز نه راځي مګر کله چې تار ته ټکان ورکړل شي. هغوي په متوسط ډول هلته پاتې کېږي. مګر د موج د متوسط موقيعت د رامينځ ته کېدو په حالت کې امکان لري. هغه د سپرينګ د حرکت په شان دي (4.2cآنځور). د امواجو د واقع کېدو

په وخت کې هغه پورته کېږي او د سپرینګ د ساحي څخه خارجیږي او د هغه په امتداد حرکت کوي. د موج ځانګړي ضربه د پلز (نبض) په نوم یادیږي. که د غږ منبع په کم وخت کې په پرله پسې ډول اهتزاز وکړي (4.2a-cآنځور). ځانګړي موج تولیدیږي. که د غږ منبع په منظم ډول په پرله پسې ډول اهتزاز وکړي دوراني څپه رامینځ ته کېږي، چې هغه څو ځلي په بیا بیا تکرایږي دوراني غږیزي څپې د موجې اوږدوالي، فریکونسي او سرعت له مخې مشخص کېږي، لکه په رسۍ کې تولید شوي څپې، یا لکه الیکترو مقناطسي امواج چې په دریم څپرکۍ کې دمخه تشریح شویدي، موجې اوږدوالي هغه فاصله ده چې د موج د اختلال پواسطه مشخص کېږي، په دې حالت کې د دوه فشرده ګیو (د دوه قلو) ترمینځ فاصلي ته موجې اوږوالي وایي. فریکونسي د فشرده ګي تعداد دي چې په یوه ثانیه کې د یوي نقطي څخه تیریږي. په ځانګړو موادو کې د غږیزو څپو سرعت (V_s) په مختلفو موادو کې د موادو د خواصو له مخې ثابت دي.ځکه چې د غږ سرعت بیانوي چې په ورکړل شوي وخت کې به څومره فاصله ووهي، د سرعت پواسطه د څپو د موجې اوږدوالي او فریکونسي ترمینځ رابطه مینځ ته راځي. د (f) فریکونسي له مخې معلومیږي چې دیوي نقطي څخه څو پرله پسې دورانونه تیریږي، دورانونه او موجې اوږدوالي یو د بل ځنې بیل دي. لدي ځایه د فریکونسي او موجې اوږدوالي حاصل ضرب دا څرګندوي چې څومره فاصله د موج پواسطه په هره ثانیه کې وهل کېږي یا په بل عبارت د سرعت لپاره لاندي رابطه لیکل کېږي:

$$V_s = f.\lambda \qquad 4.1$$

د بیلګې په ډول که د یو غږ فریکونسي په یوه ثانیه کې دوه دورانه او موجې اوږدوالي یې 1cmوي نو د فریکونسي لپاره Hz واحد استعمالیږي چې په دې واحد کې په یوه ثانیه کې یو دور ته Hz وایي ځکه چې f = 2Hz دي او موجې جبهه په هره ثانیه کې 2cm فاصله وهي لدي ځایه:

$$V_s = (2Hz)\ (1cm) = 2\frac{cm}{s}$$

ځکه چې په هره ځانګړي ماده کې د غږ سرعت ثابت دي او هغه د f او λ تابع ندي. دا په دې معني چې د f فریکونسي په پېژندلو λ موجې اوږدوالي پیژندل کېږي. برعکس د λ په پېژندلو f پیژندلي شو. مونږ په موادو کې د غږ سرعت v_s په ټاکلو کې د f او λ له قیمتونو څخه استفادې کوو.

4.3 التراساوند څه شي دي:

د غږیزو امواجو د اوریدو موجې اوږدوالي، موثره ساحه د سانتي متر څخه تر متر پوري ده. د غږ سرعت ډیر زیات دي د بیلګې په ډول د اطاق د حرارت په درجه کې د غږ سرعت $344\frac{m}{sec}$ دي. څومره فریکونسي د غږ ددې سرعت سره تړاوو لري؟ هغه غږونه چې په معمولي ډول اوریدل کېږي فریکونسي یې 20Hz – 20000Hz پوري ده (همدا ډولد 20kHz په واحد هم بیانیدلي شي). د بیلګې په ډول د اشنا یا پیژندل شوي موسیقي فریکونسي په منځني ډول 261.7Hz اټکل شوي ده د منځني f لپاره 349.2Hz، د منځني A لپاره 440Hz اټکل شویده .... او داسي نور. مونږ د موسیقي په ډګر کې فریکونسي تجربه کوو، د موسیقي لوړه او ټیټه فریکونسي یو د بل څخه جدا کوو. د اوریدو غږیزي فریکونسي د شي څخه د لوړي او ټیټي فریکونسي اوزونه

تولیدیږي خو دا ډول غږیزي فریکونسي نه اوریدل کیږي. لکه د التراساوند امواجو فریکونسي چې د 20kHz څخه لوړه ده، پداسي حال کې چې د ماتحت اډیبل امواجو فریکونسي ډیره ټیټه ده (20Hz څخه کمه ده). په هر صورت د غږیزو امواجو د لوړي فریکونسي څخه علاوه سونوګرافي په دقیق ډول د عادي غږ سره مشابهت لري. د التراساوند امواجو څخه په ډیرو مواردو کې استفاده کیږي. د التراساوند امواج په معمولي ډول د کار کولو په وخت کې د ساده ماشینونو د استعمال په وخت کې تولیدیږي، لکه التراسونیک د پاکولو حمامونه، د ماشین پواسطه د هوا د مرطوب سازي په وخت کې او د حشراتو د ضد افزارو کې استعمالیږي. که څه هم مونږ د التراساوند په مقابل کې حساس نه یو خو ډیر حیوانات د التراساوند امواج اوریدلي شي په هوا کې د معمولي اوازونو په نسبت د التراساوند د جذب قابلیت زیات دي نو دا چې ژوي په خپل مینځ کې د روابطو په قایمولو کې د التراساوند د سګنالونو څخه استفاده کوي تر څو د ښکاري حیواناتو د ښکار څخه په امن کې پاتي شي شوپرک د شپې الوتونکې د لس هاو زره کېلو مترو په معمولي فریکونسي د التراساوند د امواجو په سیستم د حشراتو په ښکار کولو کې استفاده کوي په بدن کې د غږیزو امواجو حرکت لکه په هوا کې د غږیزو امواجو د حرکت میخانکیت لکه چې تشریح شو یو شان دي خو سرعت یې یو بل سره توپیر لري. په 4.2 جدول کې په مختلفو موادو کې د التراساوند سرعت ښودل شویدي.

د ښلګې په ډول په هډوکو کې د التراساوند امواجو سرعت دوه برابره زیات دي ($3500 \frac{m}{sec}$) دا سرعت په عضلاتو کې د التراساوند د امواجو د سرعت ($1570 \frac{m}{sec}$)

څخه دوه برابره زیات دي. په 4.1 جدول کې د التراساونډ امواجو د فریکونسي او موجې اوږدوالي قیمتونه په نرمو انساجو کې ښودل شویدي. لکه وښنه، غوړ او عضلات او هغه نرم انساج چې د فریکونسي په دې ساحه کې واقع دي د آنځورآخستنې لپاره ګټور دي..

4.1 جدول په نرمو انساجو کې د التراساونډ امواجو موجې اوږد والي او فریکونسي

موجې اوږوالي	فریکونسي (Hz)
15.4 m	100
1.54 m	1000
15.4 cm	10000
1.54 cm	100000
1.54 mm	1000000 = 1MHz
0.154 mm	10000000 = 10MHz

4.2 جدول کې په مختلفو محیطونو کې د غږ د تقریبي سرعت اکوستیک امپیډانس قیمتونه ورکړل شویدي

مختلف مواد	د غږ سرعت، v_s (m/s)	اکوستیک امپیډانس، z{kg/(m².s)}
هوا	344	400
شحم	1440	1,300,000
اوبه	1500	1,500,000
عضله	1570	1,650,000
هډوکي	3500	7,800,000

دا التراساوند د امواجو فریکونسي د 2MHz څخه تر 15MHz پورې د اوریدو د غږ د فریکونسي څخه ډیره لوړه ده.ولي په مختلفو موادو کې د څپې د اوږدوالي، فریکونسي او سرعت له مخي دا قیمتونه یو د بل سره فرق کوي؟

د یوه توکې اندازه کول کولي شي د غږیز موج جهت ته تغیر ورکړي چې د څپې د اوږدوالي تابع دي. که یو توکې د غږ د یوي څپې د اوږدوالي څخه کوچني وي هغه په اغیزناکه توګه نه شي کولاي د غږ څپه منعکس کړي، په داسي حال کې چې لوي توکي د غږ اغیزناکه منعکس کوونکي دي دا یوه ساده کړنلاره ده چې د غږ د څپې اوږدوالي ددي تخنیک پواسطه د سیمه ایز حل لار پیدا کړي. ددي د پاره چې د عضوي شکل په جزئیاتو سره معلوم شي د هغه د معلومولو د پاره غږیزي څپې استعمالوي، یو طول موج د څو ملي مترو په اندازه یا د هغه څخه کوچنۍ ددي کار د پاره نومول کېږي په یاد ولري چې په 4.1 جدول کې د فریکونسۍ دوه مخکنې قیمتونه 1MHz او 10MHz د طبي خداماتو په فریکونسۍ کې شامل دي. دا د ډیر کوچنۍ طول موج سره برابر دي چې د یوه ملي متر او یا د هغه څخه د بدن کوچنۍ غړي پخپل انعکاس کې معلومولي شي.

نمونوي محاسبه : د هغه حالت سره چې مونږ ورسره زياته علاقه لرو دلته، $V_s = 1540\ ^{m}/_{sec}$ په نرمو انساجو کې دغږ د سرعت متوسط قيمت دي.(په ياد ولرې چې دا لوړ سرعت دي چې يو ميل پر ثانيه کېږي). اوس مونږ کولاي شو د مختلفو فريکونسيو مختلف موجي اوږدوالي په نرمو انساجو کې محاسبه کړو. د بيلګې په ډول که د التراسوند فريکونسي 2.0MHz=2.0 X 10^6 Hz کېږي، په نرمو انساجو کې ددي فريکونسۍ موجي اوږدوالي څومره دي؟ مونږ د سوال د حل د پاره 4.1 رابطه په لاندي ډول ليکو:

$$4.2\lambda = \frac{V_s}{f} = \frac{1540^{m}/_{sec}}{2.0\times10^{6}Hz} = 7.7 \times 10^{-4}m = 0.77mm$$

نمونوي محاسبه : که د آنځور فاصله 0.3mm وي نو د التراسوند فريکونسۍ به څومره شي ؟ د سيمه ايز حل د پاره په تقريبي ډول موجي اوږدوالي λ=0.30mm او د بدن په نرمو انساجو کې د غږ د سرعت د قيمت په مرسته د 4.1 رابطې له مخې فريکونسۍ داسې حسابيږي :

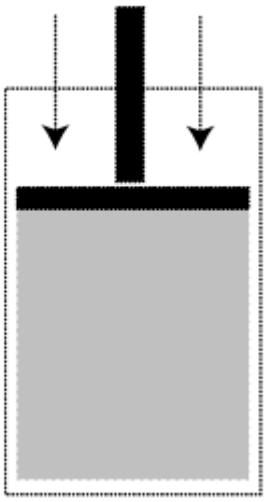
$$\mathrm{f} = \frac{V_s}{\lambda} = \frac{1540^{m}/_{sec}}{0.30\ mm} = 5.1 \times 10^{6} = 5.1MHz \qquad 4.3$$

نو ځکه د التراسوند فريکونسۍ چې ددي موجي اوږدوالي د پاره استعمال شي بايد 5MHz او يا د هغه څخه زياته وي چې د کوچنيو توکو آنځورونه معلوم کړي.

په مختلفو محیطونو کې د غږ سرعت: ولي د غږ سرعت د یوې مادې څخه بلې مادې ته تغیر کوي؟ د غږ دقیق سرعت V_s قیمت د کثافت له مخې د لاندې رابطې له مخې تغیر کوي:

$$V_s = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \qquad 4.4$$

په پورته رابطه کې ρ د مادې کثافت په هر متر معکب کې د کیلو ګرام په فې متر معکب په واحد اندازه کېږي، $(^{kg}/_{m^3})$، او k ایلاستکي مودولوس نمبر په نوم یادیږي، چې د موادو کلکوالي مشخصوي. ددې معادلې څخه معلومیږي چې د غږ سرعت په مختلفو محیطونو کې د هغه د کلکوالي او کثافت له مخې مختلف دي تاسي ښائي فکر وکړي چې هوا او اوبه په ټولو حالاتو کې کلکي نه دي ځکه هغه کړه ولي او اوږدولي نه شو. نو د کوم احساس د مخې هغه الاستکي مودولوس لري. دلته سختي یا کلکوالي د فشار ورکولو مقابل کې مقاومت دي د بیلګې په ډول د تجربې له مخې په 4.3آنځور کې ښودل شوي دي ، چې که تاسي د پیستون په ټیل وهلو د هوا او مایع کلکوالي د فشار له مخې تجربه کړي، پدې مرحله کې دا د تار د امواجو د مقایسې سره امکان لري کومک وکړي. دا امواج د تار په درنده برخه کې نسبتآ د هغه سپکې برخې ته ډیر ارام حرکت کوي او د محیط د کثافت ρ په زیاتو الي او د تار په درنده برخه کې امواج ورو حرکت کوي.معکوسآ که تار ډیر کش ونیول شي، د موج د حرکت تیز والي کې به خلل مینځ ته راشي، په تار کې کشش د k سره په مقایسه کې، د موادو کلکوالي او ایلاستکي موډولوس ددې دواړو اغیزو څخه د غږیزو الاتو د تارونو په تنظیمولو کې کار اخستل کېږي. د تار ټول اوږدوالي ثابت دي، چې موجې اوږدوالي هم ثابت پاتې کېږي. په تار کې د امواجو د حراکت سرعت لکه په تار کې د تار د اهتزاز په شان دي، نو د هغوي فریکونسۍ د غږیز الاتو د تارونو د کش کولو سره تغیر کولې شي، یا د ټیټې نښې د پاره دروند تار استعمالیږي د ورته وجوهاتو له مخې د مختلفو انساجو په مختلفو کثافتونو او کلکوالي سره د غږ سرعت تغیر کوي لکه څنګه چې په 4.2 جدول کې ښودل شوي دي . د غږ په سرعت کې دا تغیرات یو له هغه اغیزو څخه دي چې د انساجو مختلف قسمتونه یو د بل سره توپیر شي او آنځور ئې وښودل شي.



3.4آنځور د غږ ارعجاعي لوړوالي د هغه شدت ښيي، حتي کېدلي شي چې د ځني نورو موادو د پاره لکه غازات مايعات د پاره هم ارتجاعيت مفهوم وکارول شي نو که په ثابت فشار سره په پستون فشار راوړل شي توضيح کړي چې د هغه حجم څومره تغير کړي دي بي له دي چې د ظرف د پستون څخه د باندي ووځي.

4.4 د التراسوند انرژي:

دغږيزو امواجو د فريکونسۍ مختلف ډولونه، انرژي د ځانه سره انتقالوي. په هر صورت، د نوري امواجو پر خلاف (3 څپرکي) ، کومه انرژي چې غږيز امواج يي د ځانه سره انتقالوي د غږيزو امواجو د فريکونسۍ په شان نه تاکل کېږي. د هغه په عوض د غږيزو امواجو انرژي د موليکولونو د مکاني موقعيت د اهتزاز له مخې اندازه کېږي، د موليکولونو اعظمي حرکت د غږيز امواجو د امپليتود په نوم يادېږي، چې دا د A امپليتود د تار د امواجو د حرکت سره مقايسه کېږي (4.2a آنځور). الهامي احساساتو له مخي د ماليکولونو قوي اهتزاز د هغه د کمزوري اهتزاز په نسبت ډيره انرژي لري. لکه څنګه چې غږيزي څپې د خپل ځان سره انرژي انتقالوي نو امواج يوه مرتبطه قوه ده. د بيلګي په ډول د استريو لوډ سپکرونو قوه د واټ په واحد تعريف کېږي. څرنګه چې ټوله دا قوه په بشپړ ډول له مينځه نه ځي نو مهمه ده دا

قوه د اوريدونکو غوږونو ته ورسيږي. دا په پدي معنی ده چې استريو غږ ډير لوړه وي خو په وړاندي فاصلو کې د غږ د کمي قوي د امله په غوږونو نرم لګيږي. د لوړ غږ د فزيکي مشخصاتو د پاره مونږ د غږ د شدت اصطلاح کاره ؤ ، چې په يوه محيط کې د غږ قوه مشخصوي. (په پام کې ولري چې دا د نوري قوي يا کثافت سره يوه معني لري کوم چې په 3 څپرکي کې د نور دپاره تعريف شوي دي). د غږ شدت د $watt/m^2$ په واحد اندازه کېږي ځکه چې د غږيزو امواجو انرژي د هغه د امپليتود له مخې اندازه کېږي، نه د هغه د فريکونسۍ له مخې ، التراسونډ لکه د عادي غږونو په شان ډير خطرناک نه دي. په دوارو حالاتو کې ډيره پام لرنه د غږ د شدت اهميت ته ده. د غږيزو امواجو شدت په آنځورګري کې استعماليږي د هغه مواردو څخه ډير کم دي چې په 3 څپرکي کې د ليزر په جراحي کې ليدل کېږي. مونږ به د غږيز امواجو د شدت بعضي نمونوي قيمتونه چې په آنځوراخستنه کې استعماليږي په وروستي څپرکې کې په نظر کې ونيسو.

4.5 ايکو څنګه توليديږي:

طبي التراسونډ د ايکو په مرسته د بدن د دوه نسجونو ترمينځ د يوي رابطي څخه آنځور اخلي. د دوه و نسجونو کومي ځانګړتياوي د انعکاس ځواک ټاکي؟ ددي نوي کميت په تغيراتو کې په تغير کې چې د اکواستيک امپيډانس پنوم يادېږي دا واضح کوي چې د التراسونډ امواجو څخه څومره اندازه منعکس شوي دي. اکواستيک امپيډانس د z په توري ښودل شوي دي چې دمتوسط کثافت اوپه محيط کې دغږ دسرعت دحاصل ضرب څخه عبارت دي يعني:

$$4.5z = \rho \times V_s$$

اکواستیک امپیډانس د $^{kgr}/_{m^2.sec}$ په واحد اندازه کېږي (چې د Rayle د واحد په نوم هم یادیږي). په 4.2 جدول کې د انساجو په تغیر سره د اکواستیک امپیډانس قیمتونه ورکړل شوي دي. د شحم، اوبو او عضلاتو د مشابه انساجو مشابه قیمتونه د جدول د مخي یاداشت کړي. هغه کمیتونه چې د جدول څخه انتخابوي او هغه د هوا او هډوکي سره مقایسه کېږي ایا منعکس شوي غږیز موج نه یوازي د غږ د سرعت سره (لکه نوري امواجو په حالت کې چې ؤ) بلکي د هغه محصول ددي موادو د کثافت سره هم رابط لري. د طبي سونوګرافۍ یا التراسوند آنځوراخستنه مونږ لومړي کې لیوالتیا لرو چې غږیز امواج د دوه نسجونو په مینځ کې د z_1 او z_2 اکواستیک امپیډانس په لرلو عموداً حرکت کوي (4.4aآنځور). د بیلګې په ډول دا حالت څرګنده وي چې د التراسوند امواج په عضلاتو کې د حرکت د انعکاس وروسته شحم ته داخلیږي. د التراسوند امواجو یوه برخه قسماً په راغلي جهت منعکس کېږي (په بل عبارت هغه د ایکو په ډول مینځ ته راځي)، او یوه برخه یي قسماً په خپل جهت حرکت ته دوام ورکوي. که I_{total} په انساجو کې د غږیزو امواجو شدت وي، او I_{refl} د انساجو څخه د منعکسه غږیزو امواجو شدت وي، او I_{trans} په انساجو کې د انتقالي موج شدت وي نو د غږ د شدت کمښت د I_{refl}/I_{total} نسبت سره مساوي دي او د غږ د شدت هغه کمښت چې د انساجو ترمینځ تیریږي د I_{trans}/I_{total} د غږ د شدت د نسبت سره مساوي دي. په دواړه حالاتو کې د غږ د شدت کم والي د دوه اکوستیک امپیډانس د توپیر څخه د لاندي معادلو پواسطه حسابیږي :

$$\frac{I_{refl}}{I_{toal}} = \frac{(z_1 - z_2)^2}{(z_1 + z_2)^2}$$

(4.6)

$$\frac{I_{trans}}{I_{total}} = 100\% - \frac{I_{refl}}{I_{total}}$$

د غږ د شدت کم والي هغه چې منعکس کېږي او په انساجو کې انتقالېږي ددي اکواستیک امپیډانس د توپیر څخه حاصلېږي. چې دا د هغوي د مجموعي څخه ټاکل کېږي . په داسي حال کې چې ددي معادلو مشتق کومه الهامي خبره نه ده.

تاسو کولاي شي ووینې چې زموږ پورتنۍ څرګنده وني د ریاضي په چوکاټ کې ترتیب شوي دي. د غږیز شدت منعکس شوي او انتقال شوي مقدار د دوه مختلفو اکواستیک امپیدانس په توپیر پورې تاړاؤ لري چې په دواړو اړخونو کې موجود دي که په دواړو خواؤ کې اکواستیک امپیډانس ($z_1=z_2$) شي که نسجونه ئې هم مختلف وي، په دي حالت کې غږ نه منعکس کېږي او هغه په راغلي جهت خپل حرکت ته دوام ورکوي. هر څومره چې د غږیز اکواستیک امپیډانس تر مینځ توپیر زیات وي د غږ د شدت انعکاس زیات دي.

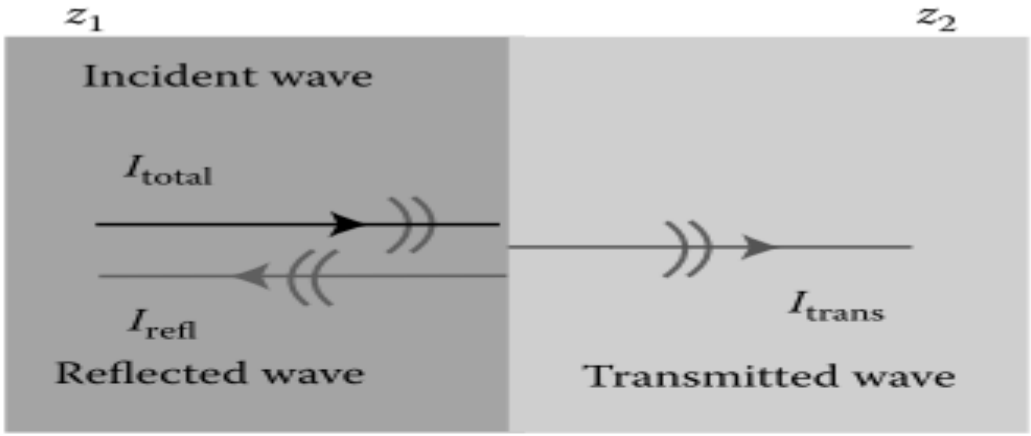
نمونوي محاسبه : په طبي التراسوند آنځورګري کې ، د بدن په داخل کې څومره غږ منعکس کېږي ؟ ددي پوښتنې د حل د پاره مونږ په 4.2 جدول کې د ورکړل شوو قیمتونو څخه استفاده کوو ترڅو حساب کړو چې د محیط په داخل کې څومره وارد شوي غږ د اوبو او شحم ترمینځ منعکس شوي دي. په 4.2 جدول کې z_{fat}=1,300,000 kg/m^2.sec او z_{water}=1,500,000 kg/m^2.sec دي څرنګه د غږ د حرکت جهت د غږ په انعکاس تاثیر نه لري نو 4.6 معادلې په استفادې لیکلي شوو :

$$\frac{I_{refl}}{I_{toal}} = \frac{(z_1 - z_2)^2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{(1{,}500{,}000 - 1{,}300{,}000)^2}{(1{,}500{,}000 + 1{,}300{,}000)^2} = 0.51\%$$

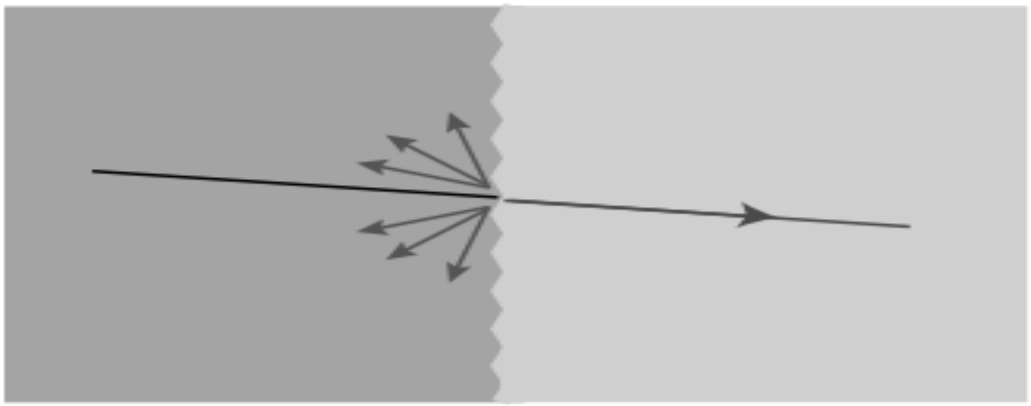
4.7

$$\frac{I_{trans}}{I_{toal}} = 100\% - \frac{I_{refl}}{I_{total}} = 99.49\%$$

یوازي 0.51% د غږ د اصلي شدت څخه ایکو په ډول منعکس کېږي او 99.49% پخپل جهت انتقالیږي.



(a)

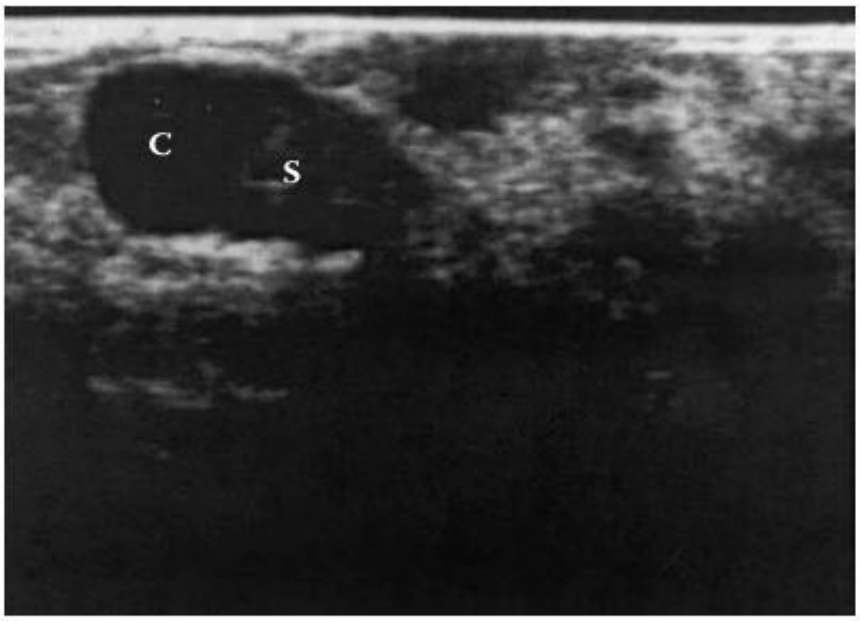


(b)

4.4آنځور (a) د دوه محيطونو ترمينځ په مشترکه سطح د z_1 او z_2 اکوستيک امپيډانس په لرلو د اصلي غږيز موج يوه برخه تيريږي او يوه برخه يې انعکاس کوي، په 2 څپرکي کې د نوري امواجو د انعکاس د قوانينو د توضيح سره په ورته والي I_{toatal} د دوه محيطونو په مشترک سرحد د غږ لومړني شدت دي او I_{refl} د دوه محيطونو په مشترک سرحد د غږ د انعکاس شدت دي (ايکو شدت) او I_{trans} د دوه محيطونو د مشترک سرحد څخه د غږ د شدت انتقال دي. د غږ ددي شدتونو ترمينځ د رابطي څخه اکوستيک امپيډانس د 4.6 معادلي څخه محاسبه کيږي. (b) که دوه محيطونو ترمينځ سطح زيږه او غير منظم وي د غږيزو امواجو موجي اوږد والي غير منظم دي او انعکاس يې پاشل شوي دي (c) د تي د کلکي برخي آنځور4.4آنځور د ادامي په پاسني برخه کې د مقطعي برخه په ډول تور ښکاري . يوه نواخته توره چپه ساحه کې يوه اوبلنه غده (c) معلوميږي، لاکن د تي په چپ طرف کې خاکستري ساحه د هغه کلکه برخه (s) معلوميږي. ددي ډول اختلافاتو څخه د کلک تومور کېداي شي سرطاني وي او اوبلن تومور ترمينځ توپير کېږي(په ډير اداب د .Steven Harm, M.D)

په خوښې سره ويلي شو دا کمزوري ايکو چې د بدن د ډيرو داخلي سيستمونو د تشخيصي التراسوند د آنځوريزو الاتو په مرسته اندازه کيدلي شي. څرنګه چې د بدن مختلف مايعات او د هغه د نرمو نسجونو اکوستيک امپيډانس يو بل ته ورته دي نو په دي حالت کي د التراسوند يوه موج د بدن په داخل کې د انعکاس پرته انتقاليږي دا په دي معني ده چې د التراسوند امواج بدن ته په کافي اندازه داخليږي ترڅو د ايکو

په مرسته د بدن د داخلي سيستمونو ترمينځ پراخه توپيرونه ومومي دا بنسټيزه اغيزه کولاي شو د يوي ساده تجربي پواسطه په اساني سره امتحان کړو. که دوه پړي په مختلفو پنډوالو يو د بل سره غوټه شي اکوستيک امپيډانس پري په اساني سره امتخان کېدلي شي.



(c)

د **4.4**آنځور(په دوام) .

فکر وکړئ که تاسي يو پړي د موجي ټکانونو د توليد د پاره راوړي وي، د دوه پړو د يوځاي کېدو د نقطي څخه موج منعکس کېږي. ډير قوي انعکاسات په پړو کې د امواجو د نه انطباق له امله مينځ ته راځي، خو که تاسي دوه پړي چې مشابه خواص ولري او هغه يو ځاي کړي پدي حالت کې انعکاس کمزوري دي. که څه هم پورتني کړنلاره په اساني سره تشريح کېږي، خو په حقيقت کې د بدن په ډيرو سيستمونو کې د هغه سره په رابط کې دا ډول حالت غير منظم دي او د ډيرو زاويو ؤ د لاري هغه پرا

ګنده کېږي. دا یو روښانه او دقیق تعریف شوي انعکاس ندي (4.4bآنځور). په طبي آنځورګرې کې، د هغه اغیزه داده چې ډیري ایکوګاني چې تولیدیږي د التراسوند په آنځوراخستنه کې پاتي کېږي. حتي که داخلي سیستمونه په اصلي موج عمود نه وي. څرنګه چې تیت او پرک انعکاسات په ځانګړو زاویوؤ کې واقع کېږي د سیستمونو واقیع جوړښت د ایکو د شدت په ټاکلو کې مهم نقش لري. په مختلفو زاویوو کې د ایکو د قدرت دا تیت والي د ایکو جینې سیټې ته منصوبیږي. دا پدي معني ده چې محاسبي یوازي اکوستیک امپیډانس د یوي ګټوري لاسته راوړونې په توګه نسبي ایکو ددي سیستمونو له دلیله په توپیر کې ده .د هغه جوړښت له مخي چې ایکو د انساجو په شاوخوا کې تولیدوي د هایپرایکوایک په نوم یادیږي. دا سیستم دي چې کمزوري ایکو تولیدوي د هایپرایکوایک ددي ډیرو معلوماتو پواسط اوس مونږ پوهېږو چې ډاکتران د ایکو څخه څنګه کار اخلي، ترڅو د کلک تومور او د مایع څخه د ډک سیست ترمینځ توپیر وکړي (4,4cآنځور).

د مایع څخه په یو ډک سیست کې هغه د خپل جوړښت له مخي غیرمنظمه ایکو نه تولیده وي نو له دي امله غږیز امواج بي له غبرګون یا انعکاس څخه په هغه کې حرکت کوي. نو مونږ وایو چې دا ډول یوه محیط پخپلو ټولو مشخصاتو سره یوه شان دي. په پاي کې یوازي د سیست خارجي څنډې غږ منعکس کوي. د کلکو تومورونو په مقایسه کې چې د سختو انساجو څخه جوړ شوي دي په هغه کې مختلفو شدتونو ایکو څو ځلي تولیدیږي. ددي توپیر له مخي په تومور کې د غږیزو امواجو واړه غبرګونونه مینځ ته راځي. لکه په هغه خلکو کې چې د منرالونو څخه استفادې کوي د

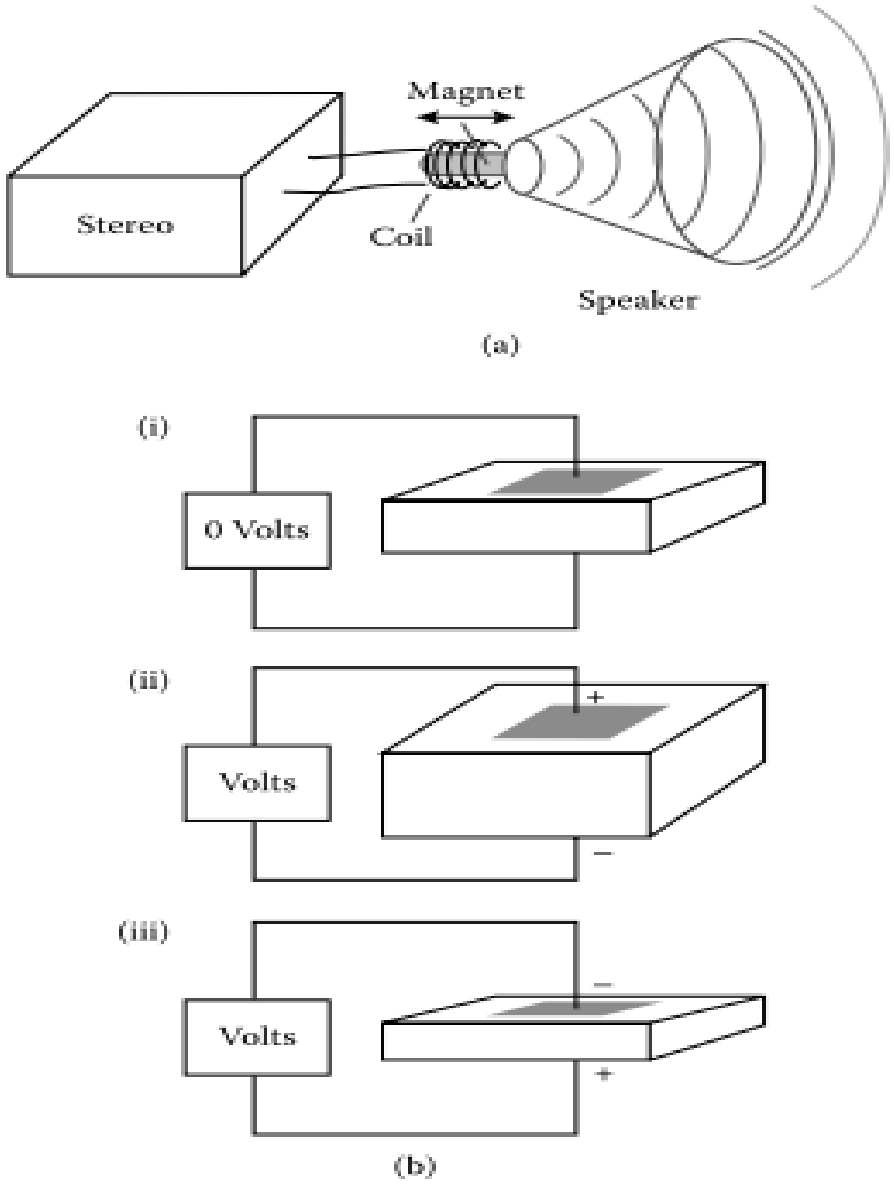
منرالونو دا کوچني زري د ميکروکلسيفيکېشن په نوم يادېږي. د تومور څخه د غږ په زياتو غبرګونونو کې تشخيصي الټراسوند کولاي شي د بې ضرره سيست او د تي او ګيډې د خطرناکو تومورونو ترمينځ توپير وکړي.

4.6 الټراسوند څنګه توليد يږي:

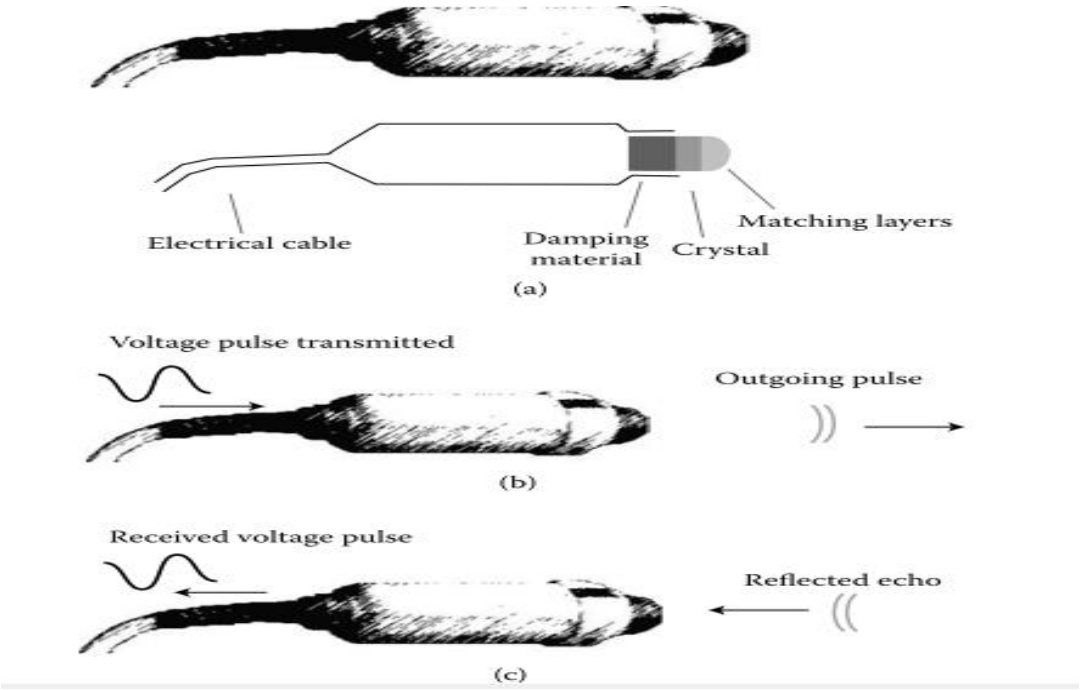
په معمولي ډول غږ څنګه توليد يږي؟ د غږ په توليد کې په يو شې کې د اهتزاز د ايجادولو ميتود شامل دي، چې د ترانسديوسر په نوم يادېږي. ترانسديوسر يوه اله ده چې د انرژي يو ډول د انرژي په بل ډول بدلوي. د غږ د بدلولو ترانسديوسر بريښنايي انرژي په غږيزه انرژي بدلوي او برعکس. کله چې غږيز اهتزازات په ترانسديوسر کې مينځ ته راځي په شاوخوا محيط فشار راوړي او بيا د هغه لاري څخه حرکت کوي. تاسي لا د مخه د يوه ترانسديوسر سره اشنائي پيدا کړي ده چې هغه بريښنائي انرژي د ستريو لوډ اسپيکر په شکل بدلوي (4.5aآنځور). په دي ډول يو لوډ اسپيکر کې مخروطي شکله انعطاف پزير ديافراګم د غږيزو امواجو د توليد د پاره په اهتزاز راځي لکه په نهايت کې چې تاسي موزيک ته غوږ نيولي وي. د ديافراګم مرکز د يوه داسي کوايل سره ټرلي دي چې د هغه څخه بريښنائي جريان تيريږي. ددي کوايل پواسطه د يوه دايمي مقناطيس ملا ټرل کېږي. کله چې د کوايل څخه بريښنائي جريان تيريږي په وايرکې د مقناطيسي ساحي او بريښنائي جريان د قوي د توليد د امله کوايل په حرکت راځي دا په دي معني ده چې د بريښنائي جريان پيريدوکې حرکت د امله هغه د ديافراګم سره په بيا بيا ځلي لګيږي او په پيريدوکي حرکت کې يې تغير راځي. د استريو سيستم د کوايل د پاره بريښنائي جريان ذخيره کوي، د بريښنائي

جریان طاقت د وخت په تابع مختلف دي. په دي طریقه چې د غږیزو سګنالونو ثبتول په یوه محیط کې مینځ ته راځي او دوباره د اوریدو قابلیت لري (قراردادي دیسکونه، د راډیو سټیشونونو سګنالونه او نور شامل دي). د دیافراګم اهتزازات هوا ته رسیږي، د موسیقي پوري مربوط غږیز امواج ستاسي غوږونو ته رسیږي. لکه یو میکرافون چې د اخذي او مراسلي دنده په مخ وړي، یو کوچنۍ نازک دیافراګم د غږیزو امواجو په مقابل کې اهتزاز کوي ، د کوایل په مینځ کې مقناطیس په حرکت راځي پدي طریقه په کوایل کې د غږیزو امواجو پواسطه بریښنائي جریان تولیدیږي. دا عملیه د وخت په تغیر سره غږیز امواج په بریښنائي سګنالونو بدلوي. چې په قراردادي ډیسکونو او د ټپ په فیتو کې ثبت کېدلي شي. په عادي لوډ اسپکرونو کې نشي کېدلي چې په اغیزناکه توګه د التراسوند د فریکونسي سره اهتزازات تولید کړي. د هغه په عوض د التراسوند امواجو د تولید دپاره د ترانسدیوسر څخه استفاده کوي چې د سرامیکې ډیسکونو څخه جوړ شوي دي دا یو ډول مواد دي چې د ترانسدیوسر په جوړلو کې تري کار اخلي. په فیزوالکتریک بریښنا کې د مګنیټ اوستوستریکټیف په نوم یادیږي که بریښنائي ولټاژ د سرامیک بلاک په مخالف جهت تطبیق او زیات شي لکه د مقناطیسي ساحي د تطبیق په شان تغیرات واقع کېږي. د التراسوند ترانسدیوسر کار د لوډ اسپکر په شان دي کله چې په هغه ولټاژ یا مقناطیسي ساحه تطبیق شي اهتزاز کوي، هغه د غږ د تولید د امله تنبه کېدنه واقع کېږي (4.5bآنځور) دا ډول سیستمونه کولاي شي په معکوس ډول د غږیز دیتکتور په ډول کار وکړي. کله چې یو غږیز موج د موادو د پراخوالي سبب شي، هغه د ولټاژ د

تولید یا مقناطیسي ساحي ته پخپله ځواب وائي دا ډول سګنالونه هم اندازه کېدلي شي او هم تري استفاده کېږي او هم د غږ د بیانولو د پاره کار کوي.



4.5آنځور (a) لوډ سپیکرونه کله څنګه چې د استریو په سیستم کې تري استفاده کېږي د ترانسدیوسر یو ډول دي چې برقي ولټاژ د اوریدو په غږ بدلوي یو لچک داره مخروطي دیافراګم دمقناطیس سره وصل دي، چې دا مقناطیس د وایرونو پواسطه سیم پچ شوي دي پدي وایرونو کې د متناوب برقي جریان د تیریدو د امله په مقناطیس کې الکترو موتیف قوه تولیدیږي دا قوه د مقناطیس سره په تماس شوي دیافراګم د اهتزاز سبب کېږي، او هوا ته غږیز امواج خپره وي. (b) د ترانسدیوسر د جوړولو یوه طریقه داده چې برقي سګنالونه د التراسوند په امواجو بدلیږي په فلزي الکتردونو کې د فیزو الکتریک د کرسټالونو څخه استفاده کېږي په فلزي الکترودونو کې برقي ولټاژ د کرسټال په سطحو تطبیقه وي. که ولټاژ صفر وي کرسټال غیرمنظم دي (i) د مخالف قطب ولټاژ کرسټال انبساط (ii) یا انقباض (iii) که په کرسټال متغیر متناوب ولټاژ تطبیق شي، فیزو الکتریک کرسټال سطحي د هغه په جواب کې اهتزاز کوي. د هغه د سطحو اهتزازات چاپیریال ته التراسوند امواج خپره وي



4.6آنځور (a) د طبي آنځوراخستنه د پاره د التراسوند ترانسديوسر د ډيزاين د آنځوريزه شوو توضيح د پيزوالکتريک يا مقناطيسي سنجه ترانسديوسر کوم چې په 4.5bآنځور کې پرې بحث وشو، د اهتزاز د املې التراسوند امواج توليديږي د کرسټال او ترانسديوسر ترمينځ د هم ميچې سطحو پوستکې ته اکوستيک امپيډانس چمتو کوي دا ترانسديوسر دا طراحي شوي دي لکه په يوه ماده کې چې په بيړه د التراسوند د امواجو شدت کمه وي، او په نتيجه کې يوازي د التراسوند يو لنډ پلز خپريږي. (b) تشخيص کښې. (c) برقي کښل ترانسديوسر ته برقي طاقت انتقالوي او برقي سګنالونه چمتو کوي پدې ډول د پلزونو فريکونسي او شدت ټاکل کښې. همدارنګه لاسته راوړل شوي برقي سګنالونه د ايکو له املې کمپيوتر ته انتقالوي.

د التراسوند لومړني ډيزاين چې په آنځوراخستنه کې کار ول کښې په 4.6aآنځور کې ښودل شوي دي . د ترانسديوسر اهتزازات د بدن سره د اوبونه د ډک سر پواسط په پوستکي باندي د فشار ورکولو د لاري رابطه ټينګوي. بريښنائي کوايل او کښل دواړه د التراسوند الي ته بريښنائي قوه اماده کوي ترڅو سګنالونه د ترانسديوسر څخه جمع کړي. د ترانسديوسر اله د نمجنو موادو په مرسته (د جذب شوو موادو) اهتزازات په لنډ وخت کې پاکوي په نتيجه کې کله چې يو سګنال د غږ د توليد د پاره تطبيق کښې، د لنډ وخت د پاره اهتزازات توليدوي او په دي صورت کې د غږ لنډ ټکانونه توليديږي (4.6bآنځور) په بديل ډول کله چې غږ ترانسديوسر ته رسيږي، په ډير کم وخت کې اهتزاز کوي. وروسته د ډيامپنګ موادو د املې د مينځه ځي.

وروسته غږيز ټکانونه په بريښنائي ټکانونو بدليږي (4.6cآنځور) ځکه چې د ايکو د خپريدو او رسيدو وخت د ډيامپنګ وخت په مقايسه ډير زيات دي نو همدا اله کولاي شي د التراسوند دواړه ټکانونه خپاره کړي د پرمختللو موادو د څيړني د نتايجو څخه په لوړ کيفيت او پرمختللي ترانسديوسرونه توليد شوي دي چې پرمختللي ويرژنونه په بر کې نيسي چې ډير پيچلي دي (د سنډوويچ په شان د موادو مختلف خواص لري) او په انتخابي فريکونسي کار کوي.

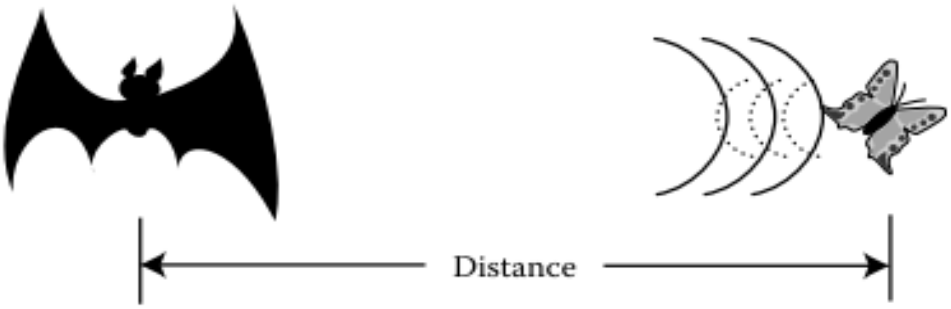
4.7 د ايکو پواسطه آنځورونه:

د پلزايکو تخنيک په نوم د يوميتود څخه د التراساوند په آنځور اخستنه کې استفاده کېږي. ددې اساسي نظرئي سره مشابه د سونار په سيستمونو کې هم دهغه څخه ګټه اخلي، په همدې ډول شوپرکان د ښکار په وخت کې د پلز د تخنيک څخه استفاده کوي که د شوپرک ښکار کول په نظر کې ونيسو او ومنو چې پتنګ (پروانه) د D په فاصله وړاندي واقع دي (4.7آنځور). شوپرک د التراساوند د لنډ تيز غږ 10KHz فريکونسي خپروي، دا غږيز امواج په خپل حرکت کې د پتنګ (پرواني) په طرف حرکت کوي تر څو په پروانه ولګيږي دا غږيز امواج بيرته د شوپرک په طرف منعکس کېږي. دواړه اصلي او منعکس شوي غږيز امواج د V_s په سرعت همدا فاصله د تګ او راتګ په وخت کې طي کوي که دا فاصله 2D وي د V_s او t د حاصل ضرب سره مساوي ده يعني:

$$2 \times D = V_s \times t \qquad 4.8a$$

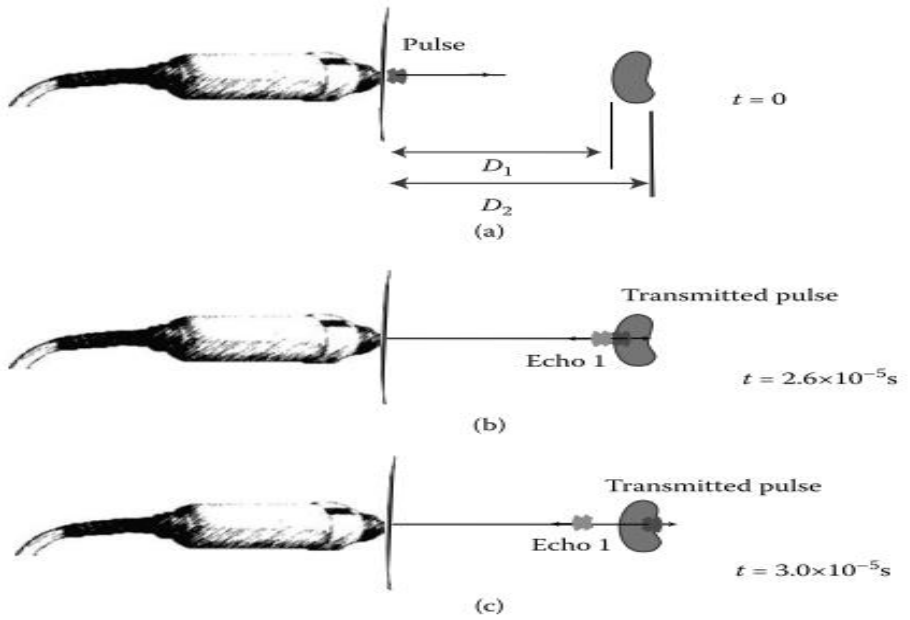
$$D = \frac{Vs\ x\ t}{2} \qquad 4.8b$$

د D فاصلي څخه شوپرک د ښکار ځاي پيژني.

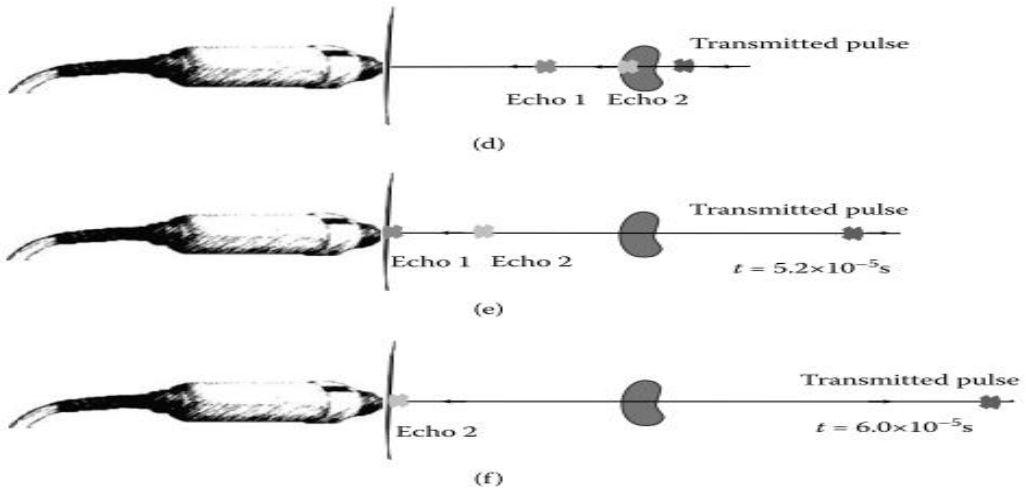


4.7 آنځور شوپرک د التراسوند ايکو پلزونه (سونار) د ښکار د پاره کاره وي او په بيړيو کې د موانعو په معلومولو کې د ايکو د پلزونو څخه د سونار په سيستم کې کار اخلي دا د التراسوند پراخه پيماني د غږونو د جوړېدو سبب کېږي، د انتظار وروسته شوپرک ته د حشري څخه منعکس شوي ايکو اوريدل کېږي. د ايکو پواسطه د غږ د تګ او راتګ وخت شوپرک او حشري ترمينځ د فاصلي سره متناسب دي او د 4.8 معادلي پواسطه حسابيږي.

په هوا کي د V_s د محاسبي د مخې 344m/sec سره مساوي دي. (دا د هغه سرعت سره مساوي دي لکه تاسي چې د تيزرفتار پواسطه 60 ميله فاصله په يوه ساعت کي د 2 ساعت سفر کړي وي تاسي پوهيږي چې تاسي به 120 ميله فاصله وهلي وي). لدي ځايه د منعکسه امواجو د t وخت په پېژندلو شوپرک په دې پوهيږي چي حشره څومره وړاندي ده. ددې ساده ايکود پلزونو سره مشابه د طبي التراساوند په آنځوراخستنه کي هم استفاده کېږي (4.8آنځور). د التراساوند ترانسډيوسر د التراساوند لنډ پلزونه توليدوي دا پلزونه د ناروغ د بدن سره رابطه نيسي اود هغه په بدن کي خپل حرکت ته دوام ورکوي هر ځلي چي يو پلز د انساجو تر مينځ د دوه مختلفو اکوستيک ايمپيډانس سره مخامخ کېږي، ايکو بيرته ترانسډيوسر ته منعکس کېږي، د هغه څخه وروسته د t وخت مشخص کېږي.د t وخت په اندازه کولو سره د ايکو د تګ او راتګ فاصله د ترانسډيوسر څخه اندازه کېږي.



4.8آنځور د پلز ایکو د تخنیک په مرسته په بدن کې د التراسوند د ترانسدیوسر د فاصلې ښودل د شیماتیک توصیح له مخې (a) او د راغلې ایکو معلومول (f)- (b). ایکو هغه وخت تولیدیږي کله چې پلز د مختلفو موادو په مشترک سرحد ولګیږي او اکوستیک امپیډانس یې مختلف وي (b) او (c). د بیلګې په ډول په جامد اورګان کې په واضاحت سره لیدل کیږي چې امواج په هغه کې د داخلیدو او خارجیدو په وخت کې تولیدیږي. که مونږ د تراسیدیوسر څخه د پلزونو د خپریدو ټول وخت اندازه کړو نو کومه ایکو چې لمړي تولیدیږي وخت یې په (b) آنځور کې $2.6x10^{-5}$sec دي او د ترانسدیوسر د ایکو په (e) آنځور کې $2x(2.6x10^{-5}sec=5.2x10^{-5}sec$ معلوموي. دوهمه ایکو د (c) په آنځور کې $3.0x10^{-5}$sec د پلز د خپریدو وروسته تولیدیږي او په (f) آنځور کې د $6.0x10^{-5}$sec کې معلوموي.



د 4.8آنځور(په دوام)

د ډیرو هدفونو لپاره په نرمو انساجو کې د غږ د سرعت 1540m/sec متوسط قیمت په کارولو سره د ایکو د تګ اوراتګ فاصله حسابیږي په 4.8آنځور کې د پلز سره

اصلي مخ شوي موانع د پښتورګو د جامد اورګان او دهغه په شاوخوا کي د انساجو جوړښتونه دي کله چي پلزونه جامد اورګان ته داخل او دهغه څخه د بيرته راګرځيدو په وخت کې ايکو توليديږي ځکه چې التراساوند په مختلفو اکوستيک امپيډانس کي په موازي ډول شتون لري.

نمونوي محاسبه: فرض کړي چي د التراساوند ايکو د دوه لارو څخه ترلاسه کېږي. د التراساوند د پلزونو په لوري کې د يوي عضوي موجوديت. د اصلي پلز د استولو او د ايکو د راتګ وخت 4.0×10^{-5}sec او 8.0×10^{-5}sec (4.9aآنځور ته کتنه وشي). فرض کړي چي عضوي ته د غږ متوسط سرعت 1540m/secدي معلوم کړي چي عضوه د غږ د توليد د منبع څخه څومره وړاندي واقع ده؟ اوعضوه څومره پراخه ده؟

د 4.8 معادلي څخه په استفادي دا فاصله په دې ډول ده:

$$D = V_s \times t/2 \qquad (4.9a)$$

$$D_1 = (1540\text{m/sec} \times 4.0 \times 10^{-5}\text{sec})/2 = 0.031\text{m} = 3.1\text{cm} \qquad (4.9b)$$

$$D_2 = (1540\text{m/sec} \times 8.0 \times 10^{-5}\text{sec})/2 = 0.062\text{m} = 6.2\text{cm} \qquad (4.9c)$$

دا د عضوي د مخي او شا ترمينځ فاصله ده يا د عضوي پنډوالي دي. ددې دوه عددونو تفريق د عضوي ابعاد څرګندوي کوم چي د التراساوند د پلزونو د خپريدو په جهت پراته دي:

$$6.2\text{cm} - 3.1\text{cm} = 3.1\text{cm}$$

د پلزپه جهت د عضوي پنډوالي3.1cm دي.

نمونوي محاسبه: د التراساوند د آنځورګيري ماشينونه په دوامداره ډول پلز تکراروي کوم چي د پلز کچه ئي R_{rep}، دا مقدار بايد د ټاکلي شي چي د يوه پلز نه راتلونکې ايکو د بل پلز نه وتونکې ايکو ونه پوښي. د بيلګې په ډول که د پلز د تکرار قيمت 1kHz وي د فاصلي په طي کيدو د پلزد طي کېدو وخت عبارت دي له:

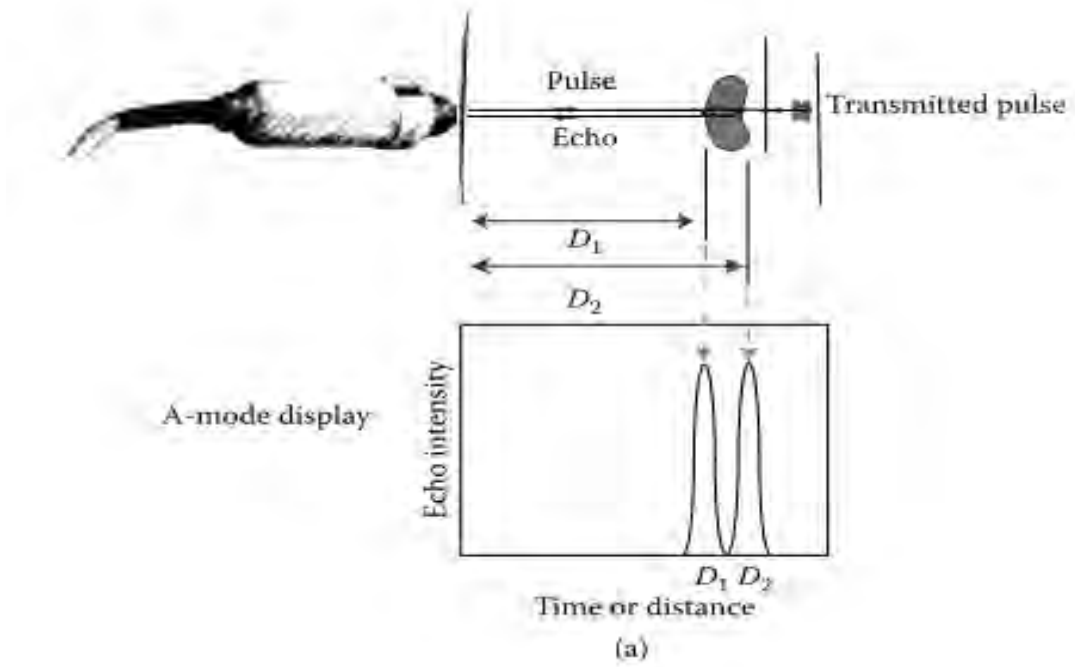
$$T = 1/R_{rep} = 1/1\ kHz = 1/\ 10^{+3}\ Hz = 10^{-3}s$$

$$D = V_s \times T/2 = 1540m/s \times 10^{-3}\ s/2 = 0.77m$$

دا په بدن کي د نورو فاصلو څخه لويه فاصله ده چي التراساوند هغه طي کولي شي نو لدي امله د پلز د تکرار قيمت ډير ورو دي او ايکو يوبل نه پوښي.

د بيرته ورګرځيدونکې ايکو شدت داسي ټاکل کېږي چي د مخامخ سطحي سره غږيز اکوستيک امپيډانس په کوم توپير د سطحي سره مخامخ کېږي. څرنګه چي د نرمو نسجونو ترمينځ معمولي مقاومت يوه ايکو مينځ ته راوړي چي دا د اصلي غږيزو امواجو يوه کمه فيصدي ده، د غږ ډيره برخه په بدن کي ژورو برخو ته حرکت کوي. څرنګه چي مخکې په دې بحث شوي وو، حتي دا کمزوري انعکاس کېدلي شي د ترانسډيوسر پواسطه معلوم شي پداسي حال کي چي انتقال شوي موج د نورو موانعو سره مخامخ کېږي او بيرته زياته ايکو خپروي کوم چې د هغه څخه فاصله او د ايکو شدت اندازه کېدلي شي. (په عمل کي د التراساوند اصلي پلزونو شدت د دوه نورو اغيزو له مخې کميږي نه د بدن د انساجو پواسطه د التراساوند جذب او په لويو

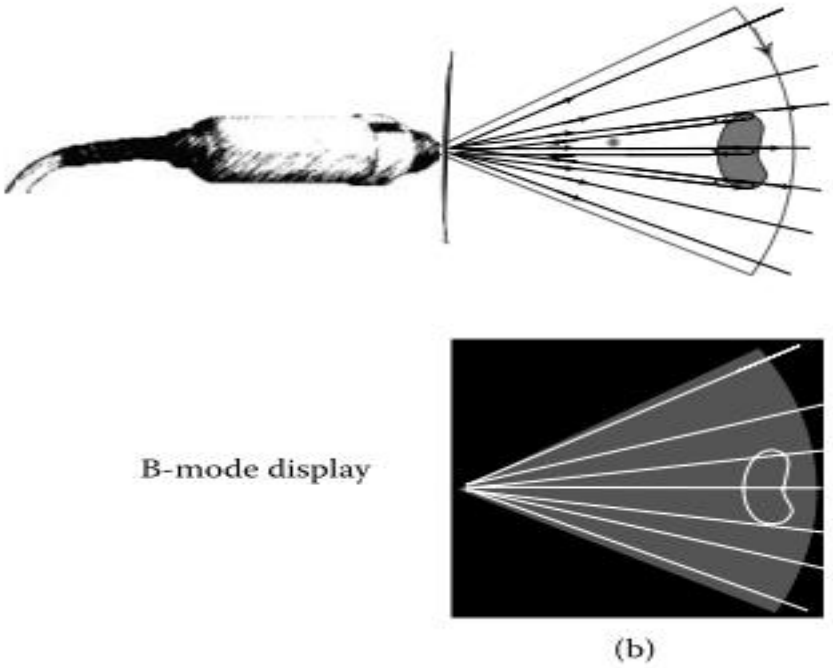
فاصلو د التراساونډ خپريدل. دا موضوع او ددې لپاره د سکنر د تاوان جبران به ددې څپرکې په وروستي برخه کي تشريح شي).



4.9آنځور (a) لته د التراسونډ په سکنر کې آنځورونه څنګه توليديږي شيماتيکه توضيح يې شوي ده. ترانسديوسر د التراسونډ پلزونه توليدوي چې دا واضيح تعريف شوي موج د بدن ژورو برخوته انتقاليږي. ايکو هغه وخت توليديږي چې د مختلف اکوستيک امپيډانس سره مخ شي. پدې اړه په اساني سره ښودل شوي ده، دا هغه وخت واقع کيږي چې پلز اورګان ته داخل شي او يا د هغه څخه خارج شي او اکوستيک امپيډانس يې د شته محيط سره توپير ولري. ترده وروسته منعکسه ايکو بيرته ترانسديوسر ته ورګرځي، کوم چې د اصلي پلز د توليد څخه يې وخت قيد شوي دي. د پلز د حرکت د وخت پيژندل د D_1 او D_2 په حسابولو کې په کار وړل کيږي، د اورګان د مخکني او شاتني څنډې ترمينځ فاصله په 4.8 معادله کې په نرمو انساجو کې د پلز د سرعت په حسابولو کې استعماليږي. (A) په سکن کې د اندازه ګيري يوه نتيجه د التراسونډ د پلز د جهت د پاره ښودل شوي ده. د A په سکن کې د ايکو شدت د Y محور په امتداد د فاصلي په تابع چې د (x) محور څخه هره ايکو توليديږي دده څخه په بدن کې د مشترکې سطحي موقيعت چې ايکو توليدوي معلوميدلي شي، خو يوازي د يو خط په استقامت معلوميږي. (b) AB سکن د بدن د داخلي جوړښتونو آنځور د A د مختلفو سکنونو د نتايجو په ترتيب سره يو آنځور جوړه وي. د B سکن خطونه ويډيويي آنځور د پلز په جهت چې په (a) ښودل شوي دي معلوموي. که د مانيټور په يوه برخه کې آنځور معلوم شي دا آنځور د ايکو د پلزونو د خپريدو د وخت سره متناسب دي چې دايکو د شدت د امله روښانه او واضيح معلوميږي.

هلته د التراساونډ په سکنر کي د ډاټا ښودلو لپاره ډيري لاري شته ، يواځي دوه يي مونږ په دې ځاي کي تشريح او بحث کوو. يوه د A سکن يوه ساده طريقه ده د فاصلي په مقابل کي د ايکو شدت دي چې د لاسته راغلي ايکو په يوه جهت د التراساونډ د حرکت يو پلز دي (4.9aآنځور). پداسي حال کي چې د A سکن په مستقيم ډول هغه موقيعتونه څرګندوي چې په يوه خوا کي مينځته راغلي دي د بدن د داخلي ناحي څخه

روښانه آنځورونه ورکوي. ددې معلوماتو د ښکاره کولو ډيره موثره لار د B سکن په نوم يادیږي(4.9bآنځور). په دې طريقه کي د هغه په عوض د تلويزوني مانيټور په مرسته د ډيري وړاندي فاصلي څخه د ايکو د شدت او فاصلي تقاطع په يوه ساحه کي رسموي AB سکن دوه بعدي آنځور جوړوي.



(b)

4.9آنځور (په دوام)

چي د بدن ديوي قطعي سره ورته والي لري. د B په سکن کي هر خط داسي ښکاري لکه په بدن کي چي د التراساوند پلز حرکت کوي. د ايکو په واسطه د بدن جوړښتونه روښانه کيږي. لکه د A په سکن کي. په هر صورت د ايکو شدت چي د داخل څخه مينځ ته راځي د رونټيا دلټون لپاره استعماليږي. د بيلګي په ډول د بدن د نرمو نسجونو او د ايلاستکي موادو ترمينځ (د اکوستيک امپيډانس د ژور توپير او د ايکو د لوي شدت له امله يوه روښانه ساحه ليدل کيږي، پداسي حال کي چي د عضلي

او شحم ترمینځ یو شان پیښه، د هغه اکوستیک امپیډانس سره ورته ده چې کمزوري ایکو یې تولیدوي) خاکستري رونوالي مینځته راوړي. دا نقشه د ځینو اندازه ګیریو څخه اندازه شوي ده چې د خاکستري سکیل د آنځور په نوم یادیږي. لکه څنګه چې تراوسه تشریح شوي وه، د B سکن یواځې په یوه جهت یو معلوماتي خط مینځ ته راوړي. د یوه جهت د یو جهتي معلوماتو وروسته، دا معلوماتي خط سکن او رسمیږي. ددې څخه وروسته د التراساونډ د پلزونو جهت تغیر کوي، داخلي عملیه بیرته تکراریږي د څوګونو مجاورو امواجو جهت په ترتیب سره اسکن کیږي. او حاصل شوي فاصله او د ایکو شدت څنګ په څنګ ښکاره کیږي ترڅو په تدریج سره د یوي مقطعي آنځور، آنځورشي. د یوه مکمل سکن وروسته، د B سکن روښانه نقطي په ګوته کوي چې په هغه کي د ټول اورګان مشخصات معلومیږي (4.9bآنځور). چې کولي شو د یوه مقطعي آنځور څخه د ټول بدن په آنځورولو فکر وکړو. دا ددې سره شباهت لري لکه سړي چې د پوره ډوډي څخه د هغه یوه برخه واخلي. په اوسني وخت کي د التراساونډ اکثره سکنرونه په یوه معین وخت کي یواځې د بدن یوه برخه لیدلي شي. ددې قطعي دقیق جهت پیژندل په دې پوري مربوط دي چې التراساونډ هغه څنګه دقیق کولي شي. هغه سطح چې د التراساونډ امواجو د پلزونو په واسطه پیژندل کیږي هغه سطح ده په کومه کي چې مقطعي آنځورونه جوړیږي. په عمل کي هغه وخت چې په هغه کي د التراساونډ امواجو پلزونه استول کیږي او بیا بیرته راګرځي دیوي ملي ثاني څخه کم دي. دا ددې امکان برابروي چې د التراساونډ آنځورونه په ډیر سرعت د تلویزون په کمره کي راټول شي او وروسته هغه په ډیر سرعت سره یو په بل پسي خپریږي لکه د آنځور د چوکاټي حرکت په شان. دا په دې

معني ده چې د بدن حرکت په واقعي وخت کې آنځور کولې شو. او ډیر مختلف امواج په یوه وخت کې تربحث لاندې نیولې شو. آنځورونه کېدلې شي چې ذخیره او یا چاپ شي تر هغه چې هغه د عکاسي په صفحه کې وي، پر دې برسېره نور راډیو لوجستان او ډاکټران هغه د خپلې مشاهدې لاندې نیولې شي. ماغزه ددې توانائي لري چې یوه آنځور تر یوه وخته په یاد ولري خو د وخت د تیریدو وروسته یې له یاده وځي، خو فلمي آنځورونه تر ډیره وخته ساتل کېږي، د بنائي د پرسیستمنس حادثه په دې ځای کې د یادولو وړ ده په عمل کې دا په دې معني ده چې د اصلي آنځورونو کاپي په ټیټ کېفیت معلومیږي. کوم چې ډاکټر د هغه اصلي آنځور په مانیتور کې ګوري، لکه څنګه چې په VCRکې د اصلي آنځور څخه کاپي اخیستل کېږي هغه په ټیټ کېفیت کې معلومیږي په ‹4.10 آنځور کې د تشخیصي التراساوند تجارتي دستګاه ښودل شویده.



4.10آنځور د تشخیصي االتراسوند د آنځوراخستنې ځانګړې تجارتي دستګاه ډر ترانسدیوسرونه په تیر سره ښودل شوي دي ‹ د بیا تولید د پاره په اداب سره د سیمین د طبي ګروپ په اجازه).

ددې دستګاه اجزاوي د عوض کېدونکې ترانسډیوسر ډولونه، د تلویزون مانیتور د آنځورونو د لیدنې لپاره، د بریښنا لینونه د بریښنا د منبع سره د دستګاه دننبلولو او د پلزونو د تحلیل او تجزئي لپاره، یو کمپیوټر د اسکنر او د آنځورونو د کنترول لپاره، ثبت کوونکې ویډیو کسټ او ویډیو پرنټر څخه عبارت دي چې ټول په کارټ (ټرالي) کي نصب دي چې په اساني سره د ناروغ د بستر خواته انتقالیدلي شي. جیل یوه سریښناکه ماده ده چې د الټراساوند د معاینې په وخت کي د ترانسډیوسر په سر او د ناروغ د معاینې د ځاي په پوستکې وهل کېږي تر څو د هوا په مقابل کي د امواجو د ضایع کېدو مخه ونسي.

4.8 د الټراساوند دسکنر ډیزاین:

دالټراسوند سکنرونه د اسکن کولو لپاره مختلف فارمټونه لري،چې د ترانسډیوسر د کار په دقت پورې اړه لري.د اسکن د تولید واقعي شکل په څومیتودونو پورې مربوط دي چې اسکن کوي دالټراسوند پلزونه اسکین ته لوري ورښایي(4,11a-c آنځور).ځینې ترانسډیوسرونه کرستال یا کرستالونه لري چې په میخانیکي ډول اهتزاز کوي او دالټراسوند څپې په بدن کې دارک په شکل بدلوي (4,11aآنځور).تشکیل شوي پاي ډوله سکینونه د اسکین سکتور ته راجع یا منسوبیږي.نورډیر ځانګړي عنصري ترانسډیوسرونه چې کولاي شي په خپلواک ډول فعاله شي او الټراسوند تولید کړي.مستطیلي ډوله عنصري ډوله ترانسډیوسرونه چې په مستقیم خط ترتیب شوي دي د خطي ترتیب په نوم یادیږي او مستطیلي ډوله اسکن جوړه وي (4,11bآنځور)،په داسي حال کې چې د عنصري ترانسډیوسرونوسره

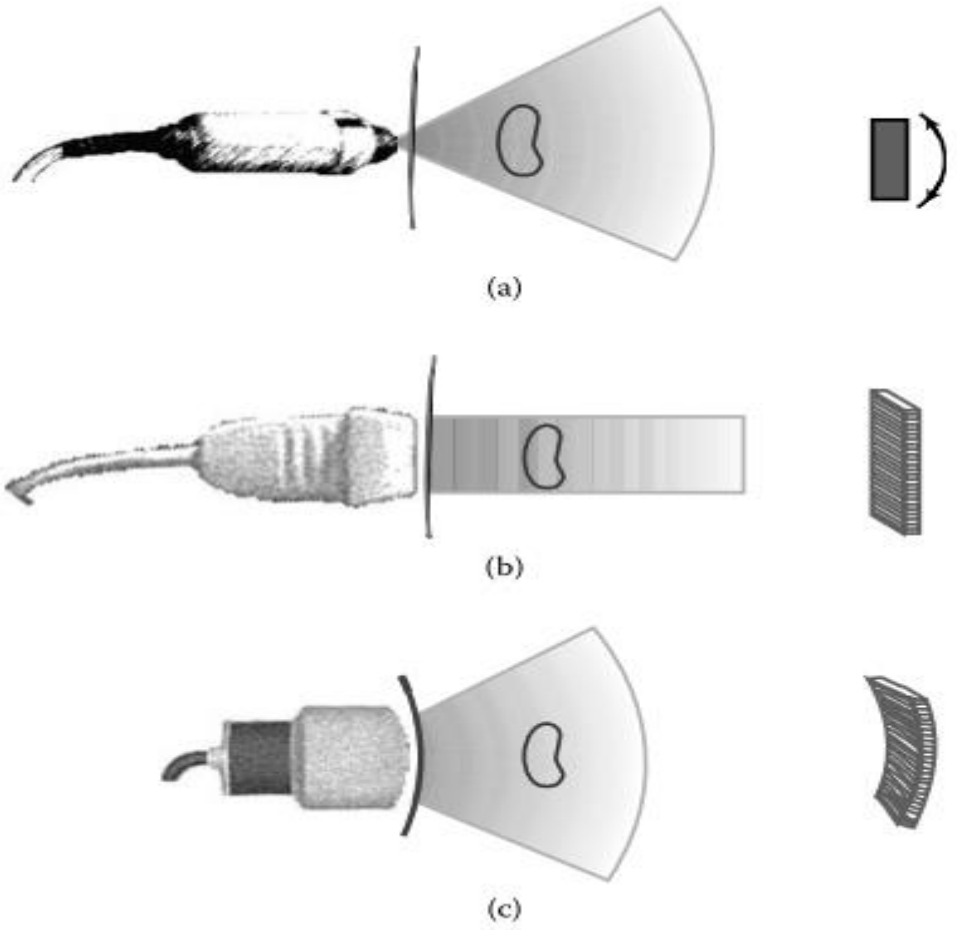
مشابه د هندسي منحني په ډول رامینځ ته شوي دي. چې د منحني شکله ترانسډیوسر د موډول په نوم یادیږي.

ددې ډول ترانسډیوسر پواسطه نسبت خطي ترانسډیوسر ته یوه پراخه برخه په منظم ډول تر پوښښ لاندي نیول کېږي. دواړه خطي او منحني ډوله ترانسډیوسرونه د یو اساسي اصل له مخې کار کوي. د یوه طرف څخه شروع کېږي، د عناصرو یوه کوچنۍ مجموعه وړاندي کوي د بیلګې په ډول (e.g, 1-4) کله چې التراساوند د موج په انتقالولو کې فعالیږي ټوله منعکس شوي ایکو، آنځور ښکاره کوي (4.12aآنځور) او د عناصرو دوهمه مجموعه د التراساوند امواج په نوبت سره په لومړني جهت سره (4.12aآنځور)(2-5) په حرکت راوړي. د B اسکن آنځور تکمیلیږي. د سکیننګ یوه طریقه غوره نده، نو اسکنرونه هغه وسایل دي چې د ضرورت سره سم په ترانسډیوسرونو کې تغیر مینځ ته راوړلي شي.

د بیلګې په ډول د سکتور او د منحني اسکن په صورت کې ښایې امکان ولري چې د التراساوند امواج د یوې باریکه کړکي له لارې تیریږي (مثلاً په زړه کې، غږیز امواج د پوښتیو له لارې زړه ته رسیږي) د بلې خوا دا ډول اسکنرونه د لیدنې یو باریکه میدان ته نژدې تولیدوي چې د پوستکې لاندي واقع شوي سکیننګ غیر ممکن دي. دوهمه لار چې په هغه کې د التراساوند څخه استفاده کېږي د التراساوند تمرکز ته اړتیا لري.

کله چې د یوې کوچنۍ اهتزازي وسیلې پواسطه غږ تولیدیږي، د مستقیمو خطونو په عوض په دایروي کروي بڼه جوړیږي (4.12bآنځور). دا د ولاړو اوبو د هغه څپو سره

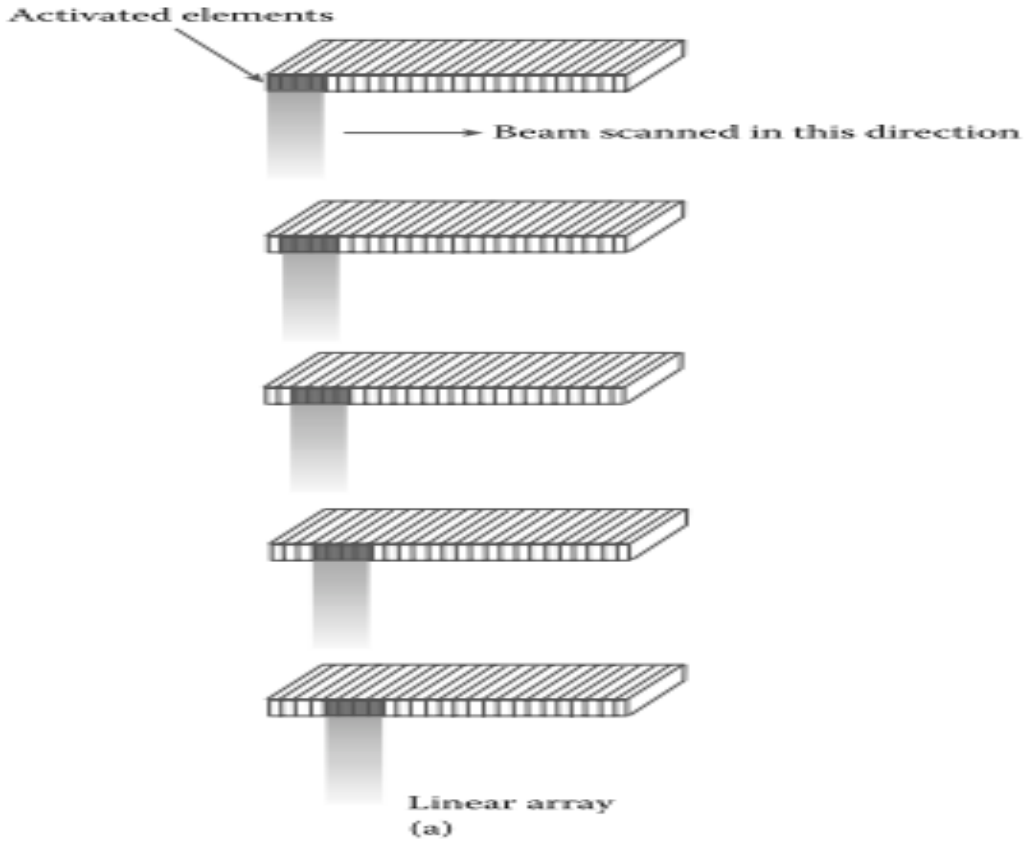
ورته والي لري لکه په هغه کي چي وړوکي کانې وغورځول شي او څپې د ولاړو اوبو د څنډو په لور په دايروي ډول خپريږي. په ورته ډول کله چي تاسي غږيږي په ټولو جهتونو ستاسې خبري خلک اوري. ځکه چي غږيز امواج په ټولو اړخونو خپريږي. په هر صورت دا په پراخو او لويو سيمو کي د غږ په لري کښدو کي د غږ انرژۍ ته تاوان پيښوي.



4.11 آنځورد الټراسوند د سکن د فرمټ بيله بيل ډولونو بيلګې دي (a) د ځنو برخو سکن هغه وخت مينځ ته راځي چې ترانسديوسر د الټراسوند د امواجو پلزونه توليد کړي کومو پلزونو جهت چې پکه ډوله ساحه د بيرون څخه دننه ته جارو کوي يا د ترانسديوسر د عناصرو د حرکت د تکراره ولو څخه سکن حاصليږي (b) خطي سکن د الټراسوند د ترانسديوسر د پلزونو پواسطه توليديږي چې هغه په مستقيم خط حرکت کوي او موازي خطي تيرونه توليدوي (دقيقآ) د بدن د يوي برخي څخه تيريږي. او مستطيل ډول آنځور سکن کوي (c) په قوس مانند ترتيب کې تيرونه داسي ترتيبيږي (دقيقآ) چې منحني ډول فرمټ سکن جوړ شي.

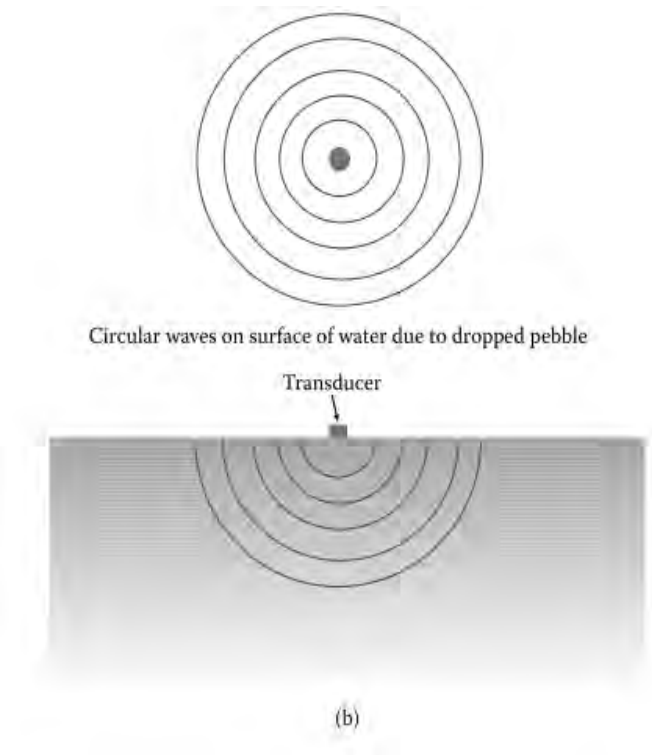
ددې ستونزې په حل کې يوه تمرکز شوي غږيزه څپه کښدلي شي په دوه طريقو ترلاسه شي: چې يوه يې د غږيز لينز څخه د تعريف شوي غږ د تمرکز کولو طريقه ده يا د

ترانسډیوسر د یو خاص جوړښت پواسطه چې د فازي اختلاف په نوم یادیږي. دا وروستي طریقه یوه پیاوړي نظریه ده چې د نجوم د علم (د راډیووي امواجو پواسطه د کایناتو پیژندل) پواسطه مینځته راغلي ده. ددې برخي د پرمختګونو څخه د طبي التړاساوند لپاره غیري متوقع ګټې مینځته راغلي او لا هم دوام لري. د فازي اختلاف د کار د څرنګوالي د پوهیدو لپاره، لومړي فکر کوو چې یو ځانګړي ترانسډیوسر په خپله د التړاساوند کروي امواج د تمرکز کولو د نه موجودیت له امله خپروي (4.12bآنځور). که د فازي اختلاف دوه عنصره غږیزي څپې تولید کړي دا دوه ډوله څپې یو بل پوښي، د هر موج د اختلاف له امله دایروي څپې تولیدیږي،



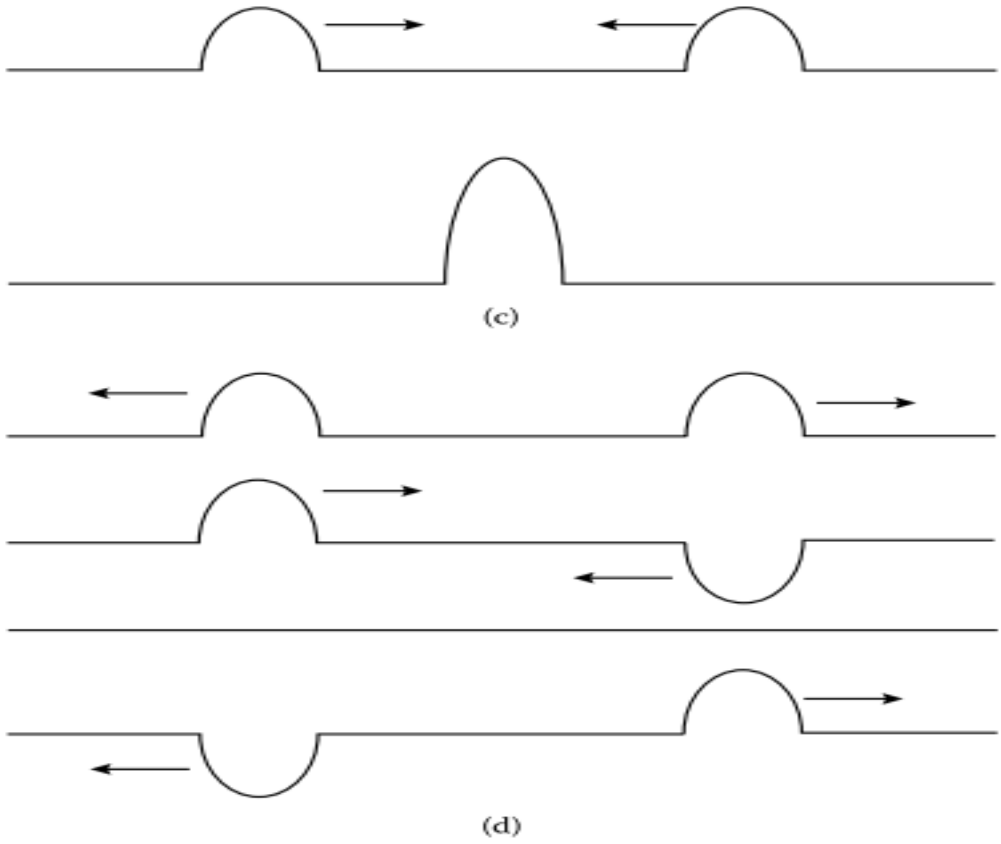
4.12آنځور(a) د خطي تیرونو پواسطه د سکن د جوړولو تعریف د تیر د قطعاتو عناصر په نوبت سره وعالیږي ، د التړاسوند یو موج جوړوي چې په بدن کې حرکت وکړي. وروسته له دې چې ټوله ایکو له دې لاري څخه ورسیږي، د عناصرو نوي مجموعه په مختلفو ځایونو کې د تیر په امتداد فعالیږي. پدې معني چې د موج جهت د یوه اړخ څخه بل اړخ ته B سکن مجموعه جوړوي.

دا پیښه د سوپرپوزیشن په نوم یادیږي (4.12c-dآنځور). کله چې د دا ډول بیلو بیلو امواجو قلي یو بل وپوښي د موجونو دامنه یې جمع کېږي(4.12cآنځور). دا پیښه د امواجو تداخل ته ورته پیښه ده. خو که د کنتراست پواسطه، دوه هم پوشاني موجونو څخه یې یو ښکته کېږي یا یو موج یې له مینځه ځي په دې حالت کې د څپو ترمینځ هیڅ ډول اختلال نه واقع کېږي (4.12dآنځور) دا د څپو د تداخل له مینځه وړلو پیښه ده. په یوه فازي اختلاف کې څو ترانسډیوسرونه په انفرادي ډول په مختلفو وختونو کې سره په کار شروع کوي، هر یو یې د التراساونډ پلزونه تولید او د ترانسډیوسر څخه د وخت په تغیر سره خارجیږي (4.12eآنځور). همدا څپې چې د ترانسډیوسر څخه خپریږي د دایروي څپو په ډول ښودل کېږي چېرته چې لویه دایره جوړیږي دا د لومړني ترانسډیوسر پواسطه تولید او خپره شوي څپه ده.



4.12آنځور (په دوام) (b) کله چې یوه وړوکې تیږه اوبو ته وغورزول شي، دایروي امواج د اوبو سره د تصادم د نقطې څخه په ټولو جهتونو یو د بل څخه جلا کېږي په ورته ډول ، د التراسونډ ترانسډیوسر دا ډول امواج تولیدوي چې په یوه وخت کې په ټولو جهتونو یو د بل څخه جلا کېږي.

او تر ده وروسته وړي دايري خپريږي (دا ځکه سمه خبره چې د ډير وخت لپاره خپاره شوي امواج ډير وخت په بر کي نيسي تر څو قلي يې د وړاندي فاصلي څخه معلومي شي). ددې جوړونکې او رنګونکې تداخل خالصه نتيجه د يوي نوي جبهي څپي توليدوي چې قله يې په تور منحني ښودل شوي ده، دا متمرکز شوي څپي دي لکه څنګه چې په (4.12eآنځور) کې ښکاري. د نوو جبهه ئي امواجو انحنا ددې واقيعت له مخې دي چې د جمع شوو څپوقلي د دايري په امتداد منطبق دي لکه څنګه چې ښودل شويده دا لويه دايره د قلو بيلګي دي چې يوي نقطي ته راټوليږي او د خپريدو دمخه په ډير احتياط سره د وخت په دقيق انتخاب سره د پلزونو ترمينځ د هر عنصري ترانسډيوسر پواسطه توليد او خپاره شي. خاصه اغيزه يې د يو متمرکز شوي الټراساوند پواسطه ممکن ده. (4.13b-d او 4.12f.gآنځورونه). فازي ترتيبول کېدلي شي چې د ترانسډيوسر د خطي صفحي څخه هم جوړ شي (4.12gآنځور). يا د ترانسډيوسر د متمرکزو حلقو يوه مجموعه ده چې د انرژۍ د منبع سره وصل ده. وروستي ترتيب يې د منظم دايروي فازي اختلاف په نوم يادېږي (4.12fآنځور) د وروستي ترتيب ګټه داده چې هغه په دوه طرفونو څپي متمرکز کوي. پداسي حال کې چې خطي اختلاف يواځي په يوه جهت څپي متمرکز کوي يو فازي اختلاف کولي شي يوه صحيح متمرکزه څپه د غږ څخه توليد کړي او حتي په اتوماتيک ډول په خپل حرکت کي خپل جهت پاکولي شي. فازي اختلاف کولي شي خطي سکنونه (د خطي اختلاف لپاره) يا سکتورډوله سکنونه د حلقه يي اختلاف لپاره ښودلي شي.



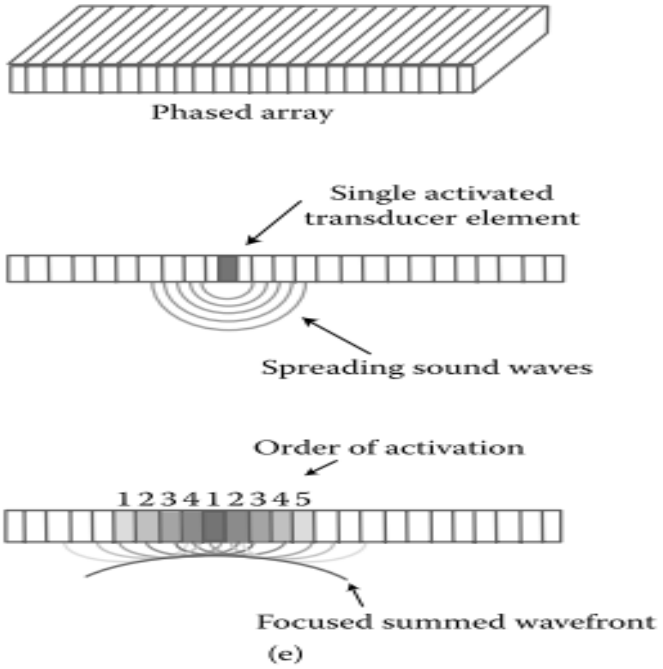
4.12آنځور (په دوام) (c) کله چې د دوه موجونو پیکونه یو بل وپوښي هغه تقویه کېږي او دامنه یې د دواړو موجونو د دامني د مجموعي سره مساوي ده د امواجو دا ډول اغیزه د امواجو د تداخل پنوم یادیږي (d) او کله هم چې د امواجو پیکونه یو بل وپوښي د امواجو ویجاړتیا مینځ ته راځي چې دا د مخرب تداخل پنوم یادیږي دواړه دامني د مینځه ځي خلل نه پیریږدي.

د تشخیصي دستګاه ګانو په پرمختګ کي مهم بخش د بهترینو طرحو څخه د سکنر په صفحه د التراساوند د څپو متمرکز کول دي تر څو ساحه روښانه وکتل شي.

4.9 په بدن کي د التراساوند جذب:

هغه انرژي چې د التراسوند دځپو پواسطه انتقالیږي د بدن د هغه نسجونو پواسطه په تدریج سره جذبیږي چې ددي څپو د حراکت په جهت کې پرتي دي. دا د دوه دلایلو لپاره اهمیت لري: (1) د یوه ورکړل شوي پلز د شدت د پاره، د بدن په نسجونو کې د التراسوند د انرژي جذب په نهایت کې پلزونه کمزوري کېږي څارونکي ایکو د بیرته راګرځیدو په وخت کې د بدن ژور والي کې محدودیږي چې د مخي یي د التراسوند

آنځورونه جوړيږي. او (2) ددي کبله چې انرژي خوندي پاتي شي مصرف شوي انرژي هم په پام کې ونيول شي ترڅو ډاډ حاصل شي چې بدن ته زيان نه رسوي، په راتلونکي برخه کې ورته اشاره شوي ده. د نيکه مرغه په بدن کې د غږ جذب په يوه ګټوره فاصله کي په معقول ډول کمزوري کيږي په بدن کې د التراسونډ د جذب د قيقه درجه د فريکونسۍ د شدت پوري اړه لري.



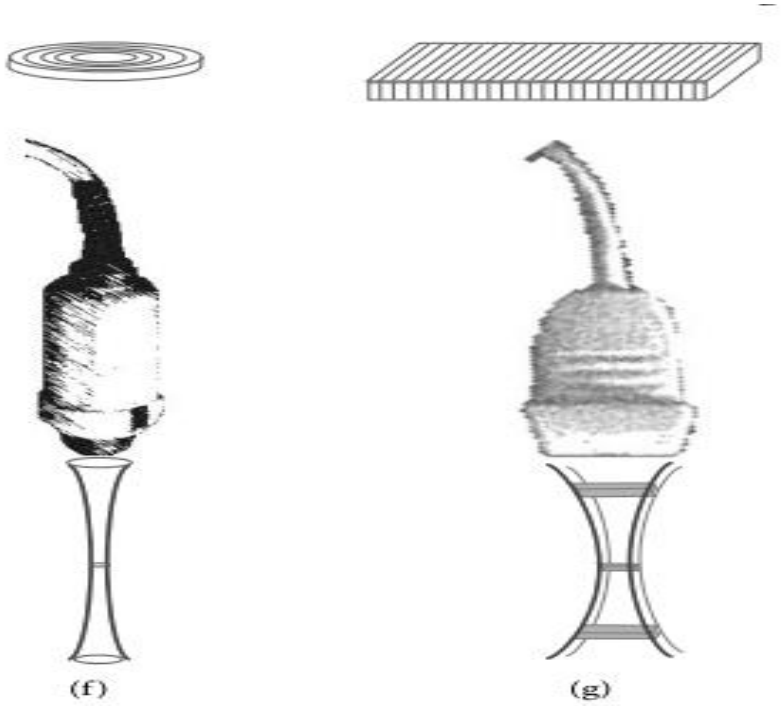
4.12آنځور (په دوام) (e) کله چې ترانسديوسر د التراسونډ امواجو يوه مجموعه توليد کړي ، د هغو د ځانګړو امواجو مجموعه نه موج توليده وي چې دا حادثه د (c) او (d) په بندونو کې تشريح شوي ده. ددي نوي موج ظاهري بڼه د هغه اړيکو له مخې ټاکل کيږي چې هر ترانسديوسر د خپل موج د توليد دپاره خپل طاقت کاره وي. په يوه مرحله کې، څو ترانسديوسرونه د وخت په کم اختلاف کې، هر يو يې د التراسونډ پلزونه توليده وي چې هغه د وخت په نغير سره د ترانسديوسر څخه خارجيږي. دا امواج د دايروي امواجو په بڼه دي چې د ترانسديوسر څخه جلا او په ټولو جهتونو خپريږي لوي دايروي موج د ترانسديوسر پواسطه لمړي خپر شوي دي او واړه دايروي موجونه ورپسې خپره شوي دي. نو متمرکزه موجي جبه په توره دايره بدلول شوي ده .

په 4.3 جدول کې د بدن په نرمو انساجو کې د غږ جذب د هغه په مختلفو فريکونسيو سره مقايسه شوي دي

---

*دا د" ديسکومورون اغيزه " سمه وي. ځکه کله چې تاسي (د ګاونډي د دروازي تر شا ستيرو په2.am په لوړ اواز غږه وي تاسي يې په واضح ډول اوري (فريکونسي يې ټيټه ده خو د لوړې فريکونسۍ) مخکې له دي چې تاسي ته ورسيږي د دويوالونو پواسطه جذبيږي.

او هم د بدن په عمق کې د غږ اصلي شدت چې نیمایي جذب شوي دي د نیم جذب شدت ژور والي په نوم یادیږي، ½ L. د اوږده نیمایي ژور شدت معني داده چې غږ کولای شي اوږده لار ووهي، یو لنډ غږ په لنډه فاصله کې جذبیږي. په یاد ولري چې د کمي فریکونسۍ غږیز امواج کم جذبیږي او د* لوړي فریکونسۍ غږیز امواج ډیر ژر جذبیږي په حقیقت کې نیمایي ژور شدت معکوسآ د فریکونسۍ سره متناسب دي. هغه دا چې د التراسونډ 5MHz فریکونسۍ نیمایي ژور شدت ، $L_{1/2}$، 1.2cm دي



4.12آنځور (په ادام) (f) او (g) د التراسونډ متمرکزي شعاګاني د (f) پواسطه تولید شوي دي او (g) د خطي – د پراخه ترانسدیوسر په یوه مرحله کې تولیدیږي

4.3 جدول د انسان په نرمو انساجو کې د التراسونډ جذب

فریکونسي (MHz)	موجي اوږدوالي (mm)	د نیمایي شدت ژور والي $L_{1/2}$ (cm)
1.00	1.54	6.0
5.00	0.31	1.2
10.0	0.154	0.6

source: Frederick W. Kremkau, Diagnostic Ultrasound: principles, Instruments, and Exercises, W.B. Saunders, Philadelphia, 1993.

خو که فریکونسي دوه چنده 10MHz شي د هغه نیمایي جذب $L_{1/2}$ به 0.6cm کیږي چې د 5MHz نیمایي ده. پدي توګه د 10MHz فریکونسې د التراسونډ یو پلز د 5MHz فریکونیې نیمایي فاصله د مشابه پلزونو د جذب وروسته طي کولي شي. مونږ کولاي شو چې د التراسونډ ، فریکونسۍ او د نیم شدت ژور والي $L_{1/2}$ تر مینځ اړیکي د ریاضي د لاندي رابطي پواسطه تشریح کړو:

$$L_{1/2}=c/f \qquad 4.10$$

پدي رابطه کې د c ثابت (کوم ځانګړي نوم نه لري) دا یو مقدار دي چې هغه په هغه محیط پوري اړه لري چې غږ په هغه کې حراکت کوي. د یوي ورکړل شوي مادي د پاره، د c د مشخص قیمت له مخي ، فریکونسې ټاکل کیږي او د مخي یې دا معلومیږي چې غږیز پلزونه څومره وړاندي حرکت کولاي شي. د فریکونسۍ او د نیم شدت د ژور والي قیمتونه په 4.3 جدول کې مونږ ته اجازه راکوي معلوم کړو چې التراسونډ په بدن کې د هري برخي د جذبیدو د مخه څومره فاصله وهلي شي 4.14(a) آنځور د ریاضي رابطه د التراسونډ د دوه فریکونسیو د پاره په ګرافیکي ډول څرګنده وي.

نمونوي محاسبه:د التراسوند په 3MHz فريکونسۍ د ګيډي آنځور اخستنه ترسره کيدايي شي. د 4.3 جدول څخه ، مونږ کولاي شو چې د بدن د نرمو انساجو د پاره د c قيمت حساب کړو او د هغه څخه د شدت د نيم ژور والي د پاره د 3MHz فريکونسۍ څخه استفادې کوو.

$$C = L_{1/2}.f = 6.0cm \times 1MHz \quad (4.11)$$

که څه هم پدې محاسبه کې د نيم شدت ژور والي د 1MHz فريکونسې پورې مربوط دي چې په هغه کې د حساب عمليه اجرا شوي ده د c دا عيني قيمت د نورو لارو څخه هم لاس ته راتلاي شې. اوس مونږ د c قيمت په استعمال سره د غږ د 3MHz فريکونسۍ د پاره $L_{1/2}$ لاس ته راوړلي شو:

C=6.0cm x 1MHz

(4.12)

$=L_{1/2}.f$

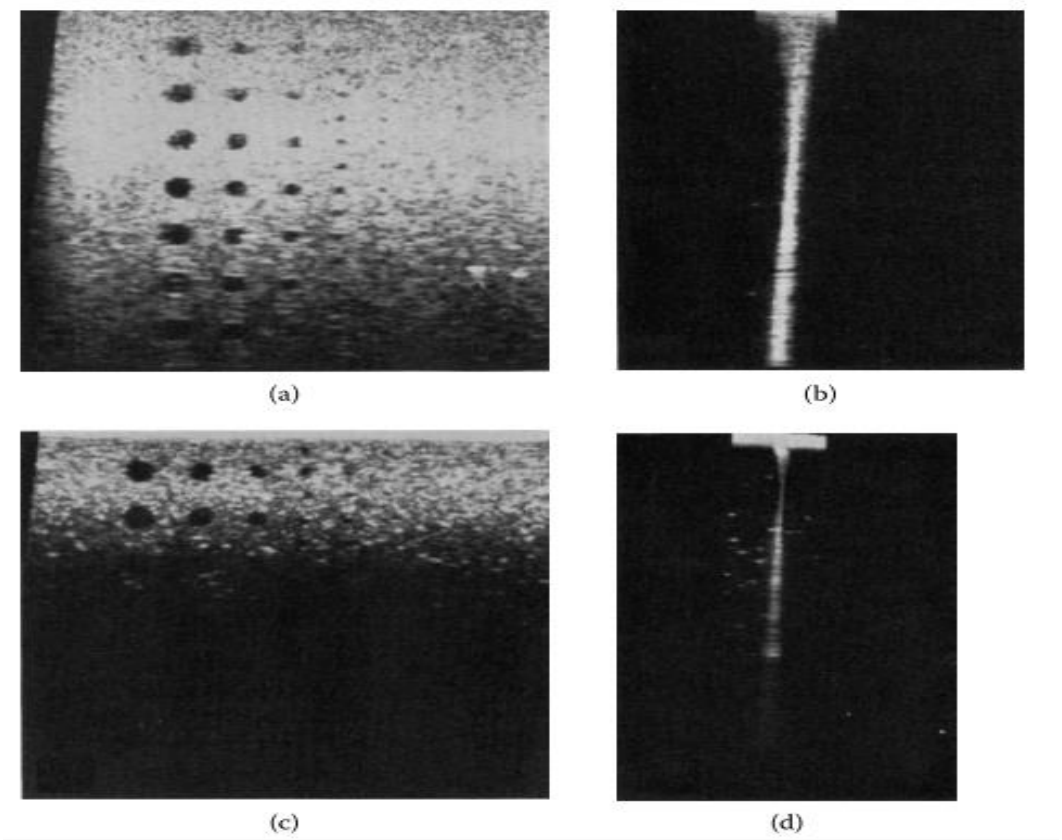
$=L_{1/2}$ x 3MHz

$L_{1/2}$=6.0cm x 1MHz/3MHz =2cm (4.13)

د 3MHz دغږ د پاره دنيم شدت د ژور والي طي شوي فاصله 2cm ده تر هغه ځايه چې په هرو 2cm فاصله کې چې د التراسوند پلز حرکت کوي د هغه شدت د ½ په اندازه کميږي ، همدا ډول معلومولي شو چې په هر 4cm کې يې شدت 25% کميږي : (1/2 x ½ =25%) ، په تقريبي ډول په 6cm فاصله کې 13%: (1/2 x ½ x ½ =0.125=13%) او په 10cm فاصله کې : 3%= 0.03 =$(1/2)^5$ آنځور (4.14 a)

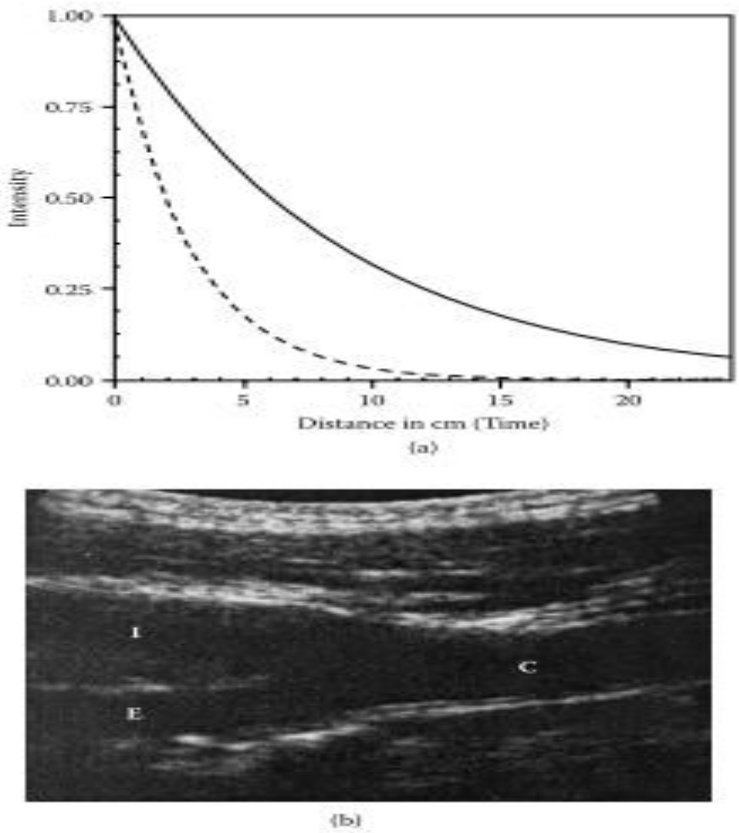
ددي د پاره چې تشخيصي التراسوند دستګاه د بدن پواسطه د التراسوند د جذب جبران وکړي، پدي ډول د هغه پواسطه د بدن دننه ژور نسجونه په دقيق ډول عکاسي کيدلي شي. په هر صورت د فريکونسۍ او د هغه د جذب تر مينځ رابطه په موثره ډول

داسي محدوديږي چې څنګه کولاي شو د لوړي فريکونسۍ غږ بې له جذبه په سانتي متر فاصله يا د بدن په پو ستکي کې هغه وکارول شي. د 4.13آنځور د بررسي نه وروسته مونږ په واضح ډول ليدلي شو، چې په هغه کې د ساده شيانو ټست ښودل کېږي چې هغه د التراسوند د مختلفو فريکونسيو پواسطه اجرا شوي دي. د لوړي فريکونسۍ غږ د پاره ډير جزوي شيان د تشخيص وړ دي.



4.13آنځور د فانتوم د آنځوراخستنه امتحاني آنځور د (a) او (b) په 3.5MHz ، (c) او (d) د 7.5MHz فريکونسۍ په کارولو سره په مينځني کچې د 8cm او 4cm په اختلاف سره آنځوره ولي شي. د التراسوند د تمرکز شوو شعاګانو سکيچ په (b) او (d) کې ښودل کېږي. دا فانتوم د ايکو په غير په (a) او (c) کې دايري لري کوم چې د مختلفو اندازو سيستې شتون څرګنده وي. (د چپ څخه په ښي طرف ، د هغو قطر په ترتيب سره 10، 8، 6، 4 او 2mm دي) د کوچنۍترينو اجزاوو کوچنۍترين جزيات د التراسوند د لوړي فريکونسۍ پواسطه واضح ليدل کېږي دا په دي شرط چې 3mm سيستې ډير کوچنۍ شي دي خو هغه د 3.5MHz فريکونسۍ پواسطه آنځور شوي دي (a) خو 2mm سيستې د لومړي څخه په څو سانتي متري کې د 7.5MHz فريکونسۍ پواسطه آنځور شوي دي (c). په هر صورت په عمق کې چې آنځورونه جوړيږي د لوړي فريکونسۍ سره زيات اړخ لګوي. د 3.5MHz فريکونسۍ آنځور چې ډير لري دي د 7.5MHz فريکونسۍ د ترانسديوسر پواسطه اخستل شوي دي. (Reproduced with permission courtesy of Frederick W.Kremkau, Diagnostic Ultrasound: principles, Instruments, and Exercises, W.B. Saunders, Philadelphia,1993)

د بدن په کم ژورو سطحي برخو کې چې دا آنځورونه جوړيږي په ښکاره ډول د لوړ فريکانس آنځورونه دي. دا آنځورنه کم عمق آنځورونه دي چې د 7.5MHz التراسوند فريکونسې پواسطه جوړيږي.4.13cآنځور (d) دژورو آنځورونو سره په 4.13aآنځور کې مقايسه شوي دي او (b) د 3.5MHz فريکونسې غږ پواسطه لاس ته راغلي دي



4.14آنځور څرنګه تشريح کېدلي شي چې د يوي ساحې واضح کېدل د التراسوند په فريکونسې مربوط دي (a) د التراسوند د شدت نقشه د هغه د جذب د فاصلې تابع ده چې په هغه کې د شدت کموالي تشريح کېږي. د التراسوند شدت هغه وخت نيمايي کېږي چې هغه د $L_{1/2}$ په فاصله په ژور والي کې لاړ شي او د پر له پسې ددې ژور والي په فاصله د مينځه ځي. د لوړې فريکونسې التراسوند ډير ژر جذبيږي، د 3MHz فريکونسې ټيټه فريکونسې ده چې نسبتآ زياته فاصله طي کولي شي. (نامرئيي خط) کله چې دا فريکونسې د 1MHz فريکونسې سره (امتحاني خط). مختلف شدتونه پرتله شوي دي.(b) د طبعي لويو شريانونو اوږد والي د مقطع آنځور ښودل شوي دي. لوي شريانونه چې په غاړه کې دي سرته وېنه رسوي د هغو سطحي موقيعت له مخي د التراسوند د ترانسديوسر پواسطه واصح آنځورکېږي. (Reproduced with permission, HyltonB.Meire and Pat Farrant, Basic Ultrasound. John Wiley & Sons, New York , 1995)

د التراسوند په استعمال سره د وړو وړو مهمو برخو سيمه ايزه رونتيا تشريح کېږي د التراسوند پواسطه سيمه ايزه رونتيا په خورا بنستيز ډول د غږ د موجي اوږد والي پواسطه اندازه کېږي. په هر صورت د مخکني بحث څخه معلوميږي چې د خپل زړه د

غوښتنې سره سم په لنډ موجي اوږد والي دبدن ژور جزئيات په دقيق ډول نه ليدل کېږي ځکه چې دا موجي اوږدوالي زمونږ د علاقي وړ ځاي ته د رسيدو د مخه جذبيږي. دا پدې معنې ده چې د التراسونډ د آنځور اخستنې د فريکونسۍ په انتخاب کې دوه انديښنې يو د بل سره په تضاد کې دي يو يې ژور والي دي کوم چې هلته آنځور جوړيږي او بل يې سيمه ايزه روښتيا ده. په نتيجه کې ټيټه فريکونسې (لوړ موجي اوږد والي) د ګيډې د ژورو برخو د ليدنې د پاره په کار وړل کېږي.پداسې حال کې چې لوړې فريکونسياني (لنډ موجي اوږد والي) د وړو مهمو برخو جزئيات په دقيق ډول بيلوي. خو هغه بايد په عمق کې نه وي او سطحي ته نژدې وي. په نتيجه کې د ګيډې آنځور اخستنې د فريکونسۍ (3MHz) څخه لوړه فريکونسې په کار ده. په داسې حال کې چې (7.5—10MHz) فريکونسۍ د تيونو د التراسونډ د پاره پکار وړل کېږي. ځکه چې په بدن کې ډيرې برخې د دوهم روش پواسطه عکاسي کېږي. ډيره زياته سيمه ايزه روښتيا د لوړې فريکونسۍ پواسطه مينځ ته راځي او هم ترانسديوسر په بدن کې د امواجو لار ښودنه کولاي شي. پدې ډول د پروبونو ځنې ډيزاينونه چې د هضمي جهاز، د واژينا او د ريکتوم د پاره ډيزاين شوي دي د ناروغ د پاره سخت او لږ لذت بخش دي. خو په اساني سره د مورد نظر ساحې سره په تماس کې کيدلې شي او د جذب ستونزې له مينځه وړي.

نمونوي محاسبه: يو ډاکټر غواړي چې د کاروتيد شريانو داخلي جوړښت وګوري، چې هغه د غاړې د پوستګي سطحي ته نژدي واقع دي (414bآنځور). که ژور والي يې 10cm وي، د ګيډې د التراسوند آنځورګري د 3MHz فريکونسۍ پواسطه اجرا کېږي. که د کاروتيد د شريانو په آنځور اخستنه کې د ورته شرايطو څخه استفاده وشي، د لاندې فريکونسيو څخه به کومه فريکونسې مناسبه وي: (a) 1MHz، (b) 5MHz، (c) 10MHz، (d) 15MHz ؟ پدې حالت کې به د سيمه ايزې رونټيا وضيعت څه ډول وي؟ د التراسوند د 3MHz فريکونسۍ د 10cm فاصلې څخه په کمه فاصله د ليدلو توانائي لري. کله چې د معمولي پلزونو د ځانګړتياوو څخه استفاده کېږي.د کاروتيد د پاره به التراسوند فقط څو سانتي متره نفوذ وکړي، د همدې مقدار د جذب د مخه تقريباً 2cm نفوذ کولای شي. ددې ځايه اجازه ورکوي چې د سطحي موقيعت د پاره د لوړې فريکونسۍ التراسوند استعمال شي ترڅو په مرسته يې واړه جوړښتونه په اساني يو د بل څخه توپير شي ، لکه څنګه چې د کاروتيد شريانونه يو د بل څخه بيلوي. د 4.10 معادلې څخه ليدل کېږي چې که مونږ وغواړو د بدن په ژورو برخو کې د هغه د پنځو څخه يوه برخه ووينو، مونږ پنځه چنده لوړه فريکونسې کار ؤ: 5 x 3 MHz =15MHz. مونږ د 4.3 جدول څخه پوهېږو چې د 15MHz فريکونسۍ موجي اوږد والي 0.1mm دي. (د سيمه ايزې رونټيا د پاره نور محدوديتونه کېدلې شي ددې څېړکې په اخر کې تري يادې وشي). دا فريکونسې په کافي اندازه کوچنۍ ده چې د آناتوميکو جوړښتونو په حل او د وينې جريان د کاروتيد په شريانونو کې اماده کوي. د التراسوند پواسطه دا ډول آنځور اخستنه د وينې د شحمي موادو په واسطه د رګونو د بند والي په تشخيص کې رول لري چې د پلاک په نوم يادېږي.

له دي څخه علاوه په بدن کې د غږ د جذب د امله د غږ شدت کميږي، څرنګه چې د التراسوند امواج په يوه فاصله کې د خپريدو د امله د التراسوند اسکرونه د غږ د ضايع کېدو جبران ته نياز لري، ځکه د هغه له امله دغږ شدت هم کميږي. مونږ کولای شو چې په يوه فاصله کې د التراسوند امواجو د شدت کموالي موډل سازي او جبران کړو. که فرض کړو چې ترانسديوسر د التراسوند امواجوداسي پلزونه توليدوي چې هغه په هره خوا خپريږي لکه د نوري امواجو په شان چې د رڼا د ګروپ څخه هر خواته خپريږي(4.12b او 3.10آنځورونومقايسه). که فرض کړو چې د التراسوند امواج د ترانسديوسر څخه د R په فاصله په يو نواخت ډول خپريږي، په نتيجه کې حسابيدلي شي چې د هغه شدت څومره کم شوي دي. د ترانسديوسر دکار د پيل شدت چې هره خوا خپريږي د هغه کري سره مساوي دي چې شعاع يې R وي، فکر کېږي چې دا يو لوي خيالي بالون دي چې ترانسديوسر يې په مينځ کې واقع دي، او د التراسوند امواج د هغه څخه خپريږي. پدي ډول د التراسوند امواج متمرکز کېږي مونږ کولای شو چې د التراسوند امواجو د شدت کموالي په حسابي طريقه د P طاقت په نظر نيولو سره معلوم کړو چې د التراسوند امواج ثابت دي، په هغه مساحت کې چې امواج خپريږي د سطحي مساحت (A) زياتيږي او د $4\pi R^2$ فرمول له مخي کروي بالون لوئيږي. څرنګه چې په سطح کې طاقت يو نواخت ويشل شوي دي د امواجو شدت I د کري د مساحت له مخي کميږي يا I/R^2 .

$$4.14 I = \frac{P}{A} = \frac{P}{4\pi R^2} \approx \frac{I}{R^2}$$

دا فرمول د غږيزو امواجو د شدت د خساري په مخنيوي کې يوازي د شعاع له مخي کارول کېږي. د غږيزو امواجو د شدت د خساري ماهيت په 3 څپرکې کې د نامنظمي منبع د پاره هم ثبوت شوي وو. په عمومي ډول هره نوري موجې منبع د هندسي دقانون څخه پيروي کوي. د محاسبي پواسطه د شدت مغلق کموالي هم د متمرکزي شعاع د تمرکز له مخي حسابيدلي شي.

التراسونډ څنګه کار ؤ؟ د التراسونډ د امواجو د شدت د تشريح د پاره مونږ مجبور يو چې لومړي د پلزونو ځني ځانګړني وپيژنو او د خپريدو څرنګوالي ئي وټاکو. تر هغه ځايه چې د آنځورګري په اهدافو کې التراسونډ د پلز په شکل خپريږي، کولاي شو چې د هغه د شدت اندازه مشخص کړو چې په يوه پلز کې د شدت اندازه بيانوي، يا د څو پلزونو د شدت اوسط د هغه وخت په نظر نيولو سره چې په هغه کې د هغوي ترمينځ التراسونډ موجود نه وي (دا توپير د هغه تعريف سره يو شان دي کوم چې په 3 څپرکې کي د ليزري موجي پلزونو د پاره د موجي اوږد والي په مقايسه تعريف شوي وو). په طبي انخورګري کې د التراسونډ د امواجو متوسط شدت $0.00001watt/cm^2$ څخه تر $0.7watt/cm^2$ پوري دي. (په ياد ولري چې د ليزر د جراحي د شدت په مقايسه دا ډير کوچنۍ مقدار دي ، کوم چې په 3 څپرکې کې تشريح شوي دي. د مقايسي د پاره د معمولي بيان له مخي د بازو د اوږد والي په اړه عمومي خبري اتري به د $3x10^{-10}watt/cm^2$ وي پداسي حال کې چې د اډيبل غږ اوږد مهاله اوريدل چې شدت يې $10^{-4}watt/cm^2$ څخه زيات وي د انسان غوږ ته زيان اړا ولي شي. څرنګه چې غوږونه د التراسونډ امواجو پواسطه نه تنبه کېږي

د پورته جدول په دوام

یوازي د آنځور اخستني په منظور استعمالیږي ددي امواجو د آنځور اخستني شدت د غوږونو پواسطه نشي پیژندل کېدلي نو ددي امله غوږونو ته تاوان نه اړه وي) دا متوسط ارقام دي. په هر صورت د پلزونو د خپیریدو د وخت په اوږدو کې، د التراسونډ امواجو شدت کېدلي شي ډیر لوړ وي. د بلي خوا د التراسونډ امواجو اجباري خپریدو او جذب د امله د هغه په شدت کې تغیر مینځ ته راځي او کمیږي، ځکه چې پلزونه بدن ته انتقالیږي. ددي امواجو په څیړنه کې به څیړونکي د هغه د خوندیتوب په هکله ددي څېړکې په وروستنیو پاراګرافونو کې په تفصیل سره بحث وشي، او معلومه به شي چې ددي امواجو د انرژي جذب بدن ته تاوان نلري خو د زیاتي انرژي جذب خطرناک عواقیب د ځانه سره لري.

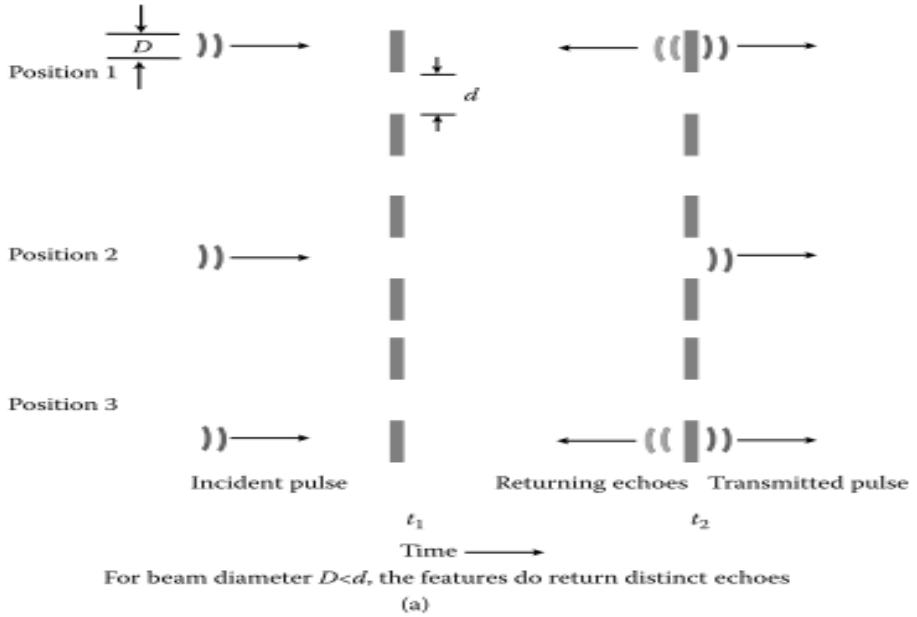
4.10د التراسونډ محدودیتونه:

د آنځورکېفیت او جذابیت

د ډیرو اغیزو د میل د مخي د التراسونډ د تشخیصي الاتو پواسطه د التراسونډ آنځورونه جوړیږي، د کمزوري سیمه ایزي رونټیا او حتي د غیرمنظمو جوړښتونو آنځورونو ته لارښونه کولاي شي. په ډیرو کلینیکي حالتونو کې، د التراسونډ په آنځوراخستنه باور حتمي دي. په خوښي سره، دا ډول ډیر توپیرونه به تشریح شي او د نیمګړتیاوو څخه یي مخنیوي کېدلي شي. د لا زیاتي پوهیدني د پاره چې غږیزي څپي څنګه د بدن د نسجونو څخه تیریږي. په بدن کې د غږیزو څپو د حرکت د امله هغه ضعیفه کېږي، په ایکو کې یي د عمق په زیاتوالي سره د هغه شدت کمیږي. پدي

عمليه کې د څپو د شدت د کمزوري په مخنيوي کې، د التراسونډ اسکنرونه په ثابت فرمول هغه خنثي کوي.د څپو د نيم جذب شدت د رابطي په استفادې په يوه فاصله د آنځورونو رونې والي زياتوي. په هر صورت دا پدي معني ده چې د تمي د مخي هر ډول انحراف د روښنائي خطاوي واضح کوي په هغه برخو کې چې هلته جذب زيات وي په نتيجه کې غږيز پوښښ واقع کېږي (يا ډيره منعکس کوونکي وي). په موثره ډول په بدن کې د التراسونډ امواجو د تيريدو مخه نيسي او داسي تورتم ساحه مينځ ته راځي چې هلته هيڅ انعکاس نه واقع کېږي. د آنځور د غږيزي روښنائي زياتوالي په هغه ساحه کې زيات دي چې هلته د غږيزو امواجو جذب کم وي. او اسکرونه په واقعي ډول د غږ د شدت جذب کم کړي. ځرنګه چې ترانسديوسر د التراسونډ امواجو تمرکز کوي، اسکنرونه بايد د غږيزو امواجو د شدت بدلون په حسابي ډول جبران کړي، جانبي رونتيا (د حرکت په جهت عمودي رونتيا) د التراسونډ آنځور د التراسونډ امواجو د قطر پواسطه په هر نقطه کې تاکل کېږي. دا د 4.15a او (b) آنځورونو څخه په اساني ليدل کېدلي شي کوم چې د قطر څخه په لويه فاصله د اسکن پواسطه په بيا ځلي جدا کېږي او انعکاس کوي. جانبي رونتيا د بدن سره په يوه فاصله کې د تمرکز شوي موج پواسطه تغير کولاي شي (4.13آنځور).

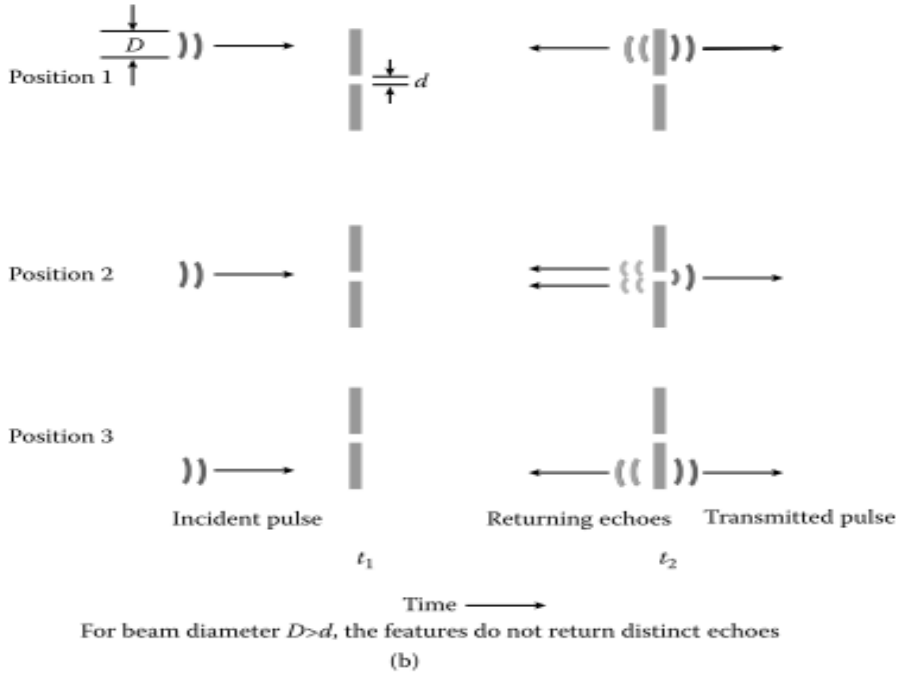
هغه غږيز امواج چې د انساجو په يوه برخه کې د هغه د واضح ليدنې د پاره تمرکز کېږي، دا غږيز امواج د ليزري نور په شان ندي. د هغه په عوض دا په بدن کې د التراسونډ تيت او پرک څپي مرکزي نقطي ته راټوليږي، او تر هغه وروسته د مرکزي نقطي څخه تيت او پرک کېږي.



4.15 انځور څنګه توضیح کېدالي شي چې جانبي وضاحت د موج د قطر سره تړاؤ لري که د التراسوند پلزونو قطر D وي په دوه منعکس کوونکو چې d په فاصله یو د بل څخه واقع دي دا پلزونه وارد شي. (a) که D<d وي د منعکس شوي التراسوند شدت د اسکن شوي نور په عنوان صفر ته رسیږي، او په آنځور کې د دوه سطحو ترمینځ د جدایي ستونزه حل کېږي. (b) او که D>d وي هلته یو اړخ د نور د پاره داسي موقعیت نشته چې په هغه کې دي د منعکس شوي نور شدت صفر ته ورسیږي پدي حالت کې په آنځور کې د دوه سطحو ترمینځ نتیجه نه معلومیږي.

دا پدي معني ده چې د څپې دعرض، د امله جانبي رونټیا په ټول بدن کې تغیر کوي، د نتیجي په ډول هغه جزئیات چې د التراسوند د څپې د تمرکز په شاوخوا کې لیدل کېږي، کېدلي شي چې په هغه ساحه کې څپې یو د بل څخه وړاندي شوي دي نو رونټیا یې کمیږي. د بیلګې په ډول د تیونو انساج په مستقیم ډول د ترانسدیوسر لاندي د التراسوند امواج نه متمرکز کوي ځکه چې د بدن په داخلي ساحه کې د ګټوري رونټیا د پاره دژل د تغیر له امله په ترانسدیوسر کې د مقاومو لینزونو څخه استفاده کېږي. چې د ترنسدیوسر او بدن ترمینځ یوه فاصله مینځ ته راوړي. په تي کې یوه متمرکزه منطقه مینځ ته راوړي نه په ټول بدن کې . برسېره پردي د التراسوند پلزونه یو مرکزي نقطه یې تمرکز جوړه وي نو بیا غټ ښودنه یې درسته نه ده. ځکه چې د پلزونو انرژي امکان لري په مختلفو زاویو کې د ضعیفه امواجو په شکل په مصرف ورسیږي چې د (جانبي څنډو) په نوم یادیږي. پدي حالت کې د التراسوند

سکنر کولاي شي اضافي غلطي چې د جانبي څنډو د نژدي برخو منعکس کوونکې دې ورسره یو شان اشتباه شي. دا د اصلي امواجو د لاري په اوږدو کې لاس ته راځي چې د تشخیص قابلیت نه لري. هغه وخت آنځور جوړیدلي شي چې هغه په اصلي موقیعت کې واقع وي دا آنځور د ایکو په ډول مینځ ته راځي.



For beam diameter $D>d$, the features do not return distinct echoes
(b)

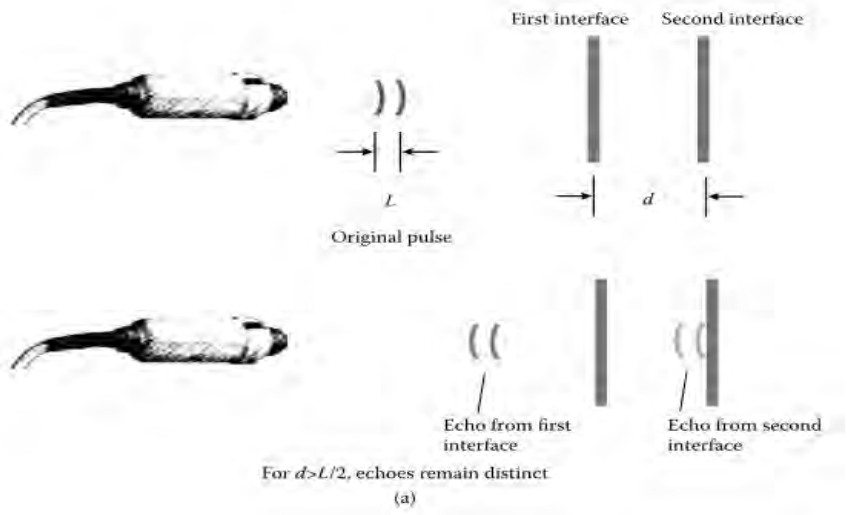
4.15 آنځور (په دوام).

د پلز اوږد والي (L) د هغه د حرکت په جهت د آنځور د اکسیل د رونټیا د اضافي حد کمول (د پلز د حرکت په جهت رونټیا). ددي د دلایلو د مخې مونږ سره پوښتنه پیدا کېږي چې د d کمترینه جدایې څه شي ده، چې د دوه خپریدونکو ترمینځ د پلز د L اوږد والي په واسطه مندل کېدلي شي (4.16آنځور). د هغه شیانو د پاره چې پلز اوږد والي په اندازه یو د بل څخه واقع دي، دا دواړه ایکو یو بل نه پوښي او ترمینځ فاصله یي په واضح ډول اندازه کېږي پدي حالت کې شیان یو د بل څخه په واضح ډول توپیر

کېږي (d>L/2، 4.16a). په هر صورت که شیان د L/2 فاصلي څخه په کمه فاصله یو د بل څخه وړاندي واقع وي نو غږیز امواج یو بل پوښي او د دوو شیانو د موقیعت ترمینځ هیڅ توپیر نشي کېدلي (L/2>d، 4.16bآنځور). یا په بل عبارت، لنډ پلزونه (چې د L څخه کوچنی وي) اکسیل رونټیا یي زیاته ده. دا پدي معني ده چې د التراسونډ لنډ پلزونه، چې یوازي د یوه یا څو موجي اوږد والي سره مساوي دي، په آنځورا خستنه کې تري استفاده کېږي. پدي حالت کې د اکسیل رونټیا د لاندي رابطي پواسطه تاکل کېږي:

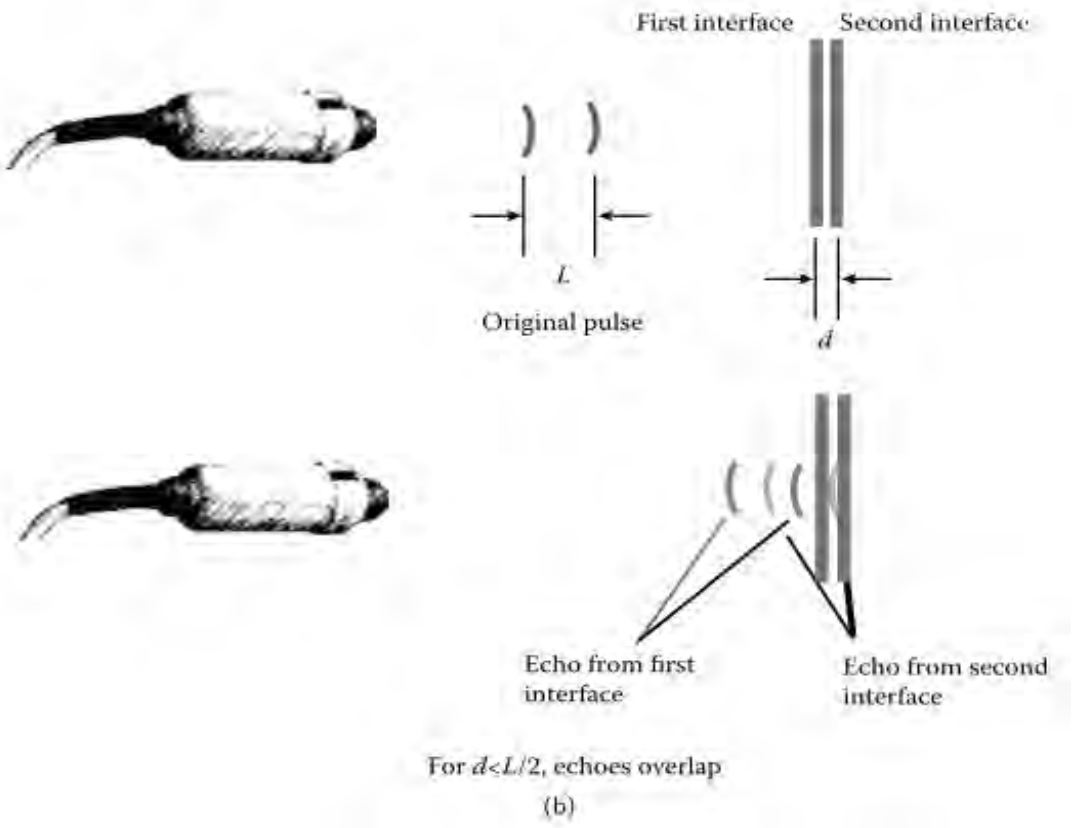
$$4.15 d = n\frac{\lambda}{2}$$

په یوه پلز کې n د موجي اوږد والي شمېر دي. په داسي حال کې چې د اکسیل اوجانبي رونټیا واقعي قیمت د ډیرو نورو عواملو تابع دي لکه فریکونسي، د پلز اوږد والي او د ترانسدیوسر ډیزاین.



4.16آنځور د التراسونډ د ترانسدیوسر محوري رونټیا د سکنر توانایي ده چې د پلزونو په مسیر کې د جوړښتونو تر مینځ د توپیرونو تشخیص کوي. دا د ترانسدیوسر اصلي پلز د L اوږد والي پوري مربوط کېږي. (a) خاصه ایکو د دوه داخلي سطحو د پاره د d په فاصله مینځ ته راځي پدي شرط چې d>L/2 وي. (b) دا سطحي نښایي د ایکو پواسطه وپوښل شي پدي شرط چې d<L/2 وي.

په عمومي ډول محوري رونټيا د جانبي جهت د رونټيا سره مساوي او يا د هغه څخه ښه ده. د سيمه ايزي رونټيا د وابستګي توپير د التراسوند د فريکونسۍ څخه په 4.13آنځور کې د 4.15 معادلي څخه ليدلي شو، چېرته چې په 4.13a آنځور کې د سکېن کولو فريکونسي د 7.5MHz څخه زياته ده. د کوچنيو منعکس کوونکو د پاره بيا حل کولاي شي کوم چې په ټيټه فريکونسۍ کې سکېن کېږي (3.5MHz ، 4.13c آنځور). د التراسوند په آنځوراخستنه کې ډيري ستونزي شته چې د هندسي اپټيک د اساسي نظرياتو په پوهيدو سره اسانيږي. د بيلګې په ډول مونږ هغه ايکوګاني په نظر کې نه نيسو چې هغه د بيرته راستنيدونکي ايکوګانو په ډول وي. ځکه چې دوهمه ايکو د لومړني ايکو څخه توليديږي چې په عمومي ډول ډيره ضعيفه او د پاملرني وړ ده . په هر حال لکه چې دوه قوي منعکس کوونکي يو د بل په څنګ کې واقع شوي وي، د التراسوند موج په واقيعت کې څو ځلي پورته او ښکته کېږي او د لوړ شدت ډير ځليز منعکس کوونکي د ريوربريشن په نوم يادېږي چې د التراسوند په آنځوراخستنه کې د ګروپ په ډول ښکاري. دا واقع کېدلي شي، دبيلګې په ډول کله چې کولمي د غاز پواسطه ډکي شي د مجاورو سطحو ترمينځ انعکاسات مينځ ته راځي.

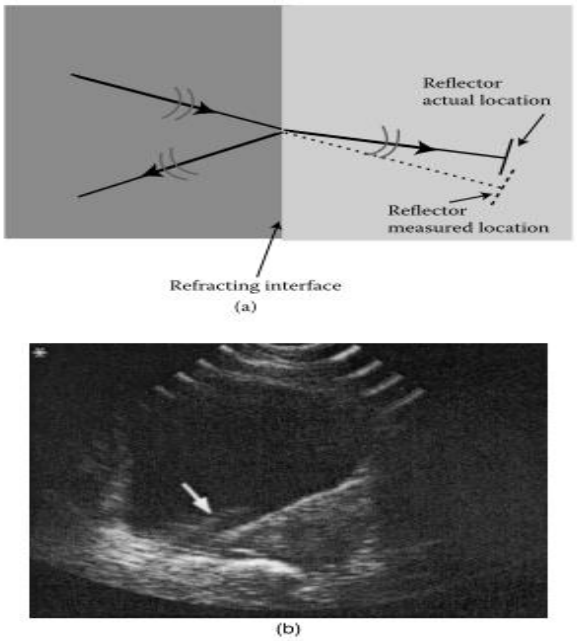


4.16 آنځور (په دوام)

بله نااشنا اغيزه چې مينځ ته راځي هغه د ساحي او غږ د مختلفو سرعتونو ترمينځ د رابطي نشتوالي دي. چې د التراسوند د پلز د حرکت په جهت عمود واقع کېږي (4.17a آنځور). پدې ډول يو حالت کې انتقال شوي التراسوند مشبوع کېږي او د خپل جهت څخه انحراف کوي. د همدي دليل څخه هم هغه ساحي د التراسوند د پلز د حرکت د جهت څخه انحراف کوي. دا لکه نوري وړانګه چې د يوه محيط څخه بل محيط ته د داخليدو په وخت کې انکسار کوي ورسره مشابهت لري (دوهم څپرکي). د انتقال شوي التراسوند خالصه اغيزه په بدن کې ځاي په ځاي کېږي. ددي موج څخه مينځ ته راغلي انعکاس د التراسوند امواجو د آنځورونو په جوړه ولو کې مهم نقش لري. د بيلګې په ډول نور هم رديفه ښکاره جوړښتونه چې د انعکاس وروسته د

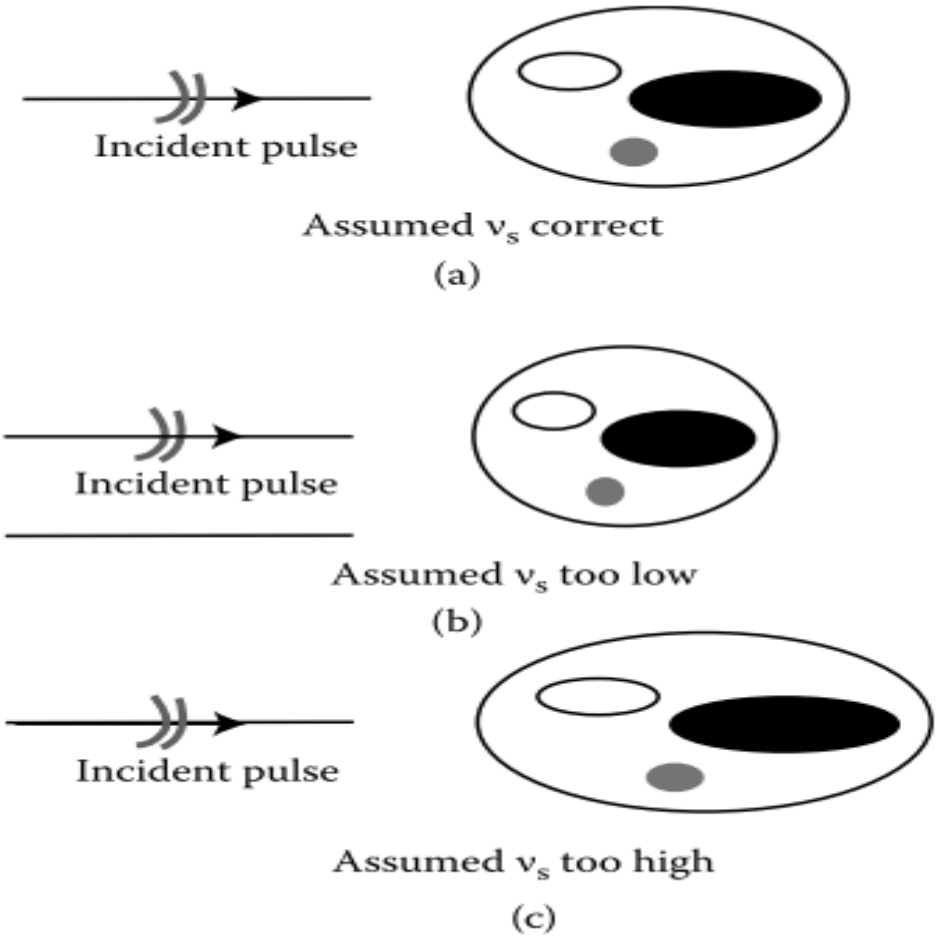
انعکاس سره رابطه لري د دوه ګونو آنځورونو په اسکېن کې رامینځ ته کېږي (4.17bآنځور)

په نسجونو کې نوري ستونزي د غږ په سرعت کې د ساده غلطیو اصلاح کول دي، چې دهغه په واسطه آنځور نور هم کوچنۍ معلومیږي (د غږ د سرعت V_s اصلاح وسایل نسبت د غږ د اوږد والي په مقابل کې ډیر کمزوري دي او مقابله نشي کولای) یا ډیر پراخه شوي دي (د غږ د سرعت V_s د اصلاح وسایل ډیر لوړ دي)، لکه څنګه چې په 4.18 آنځور کې تشریح شوي دي دا او ځني نوري ډیري مرکزي ستونزي د امتحاني نمونو یا فانتوم پواسطه اصلاح کېدلي شي، پدي حالت کې د التراسوند اموا جو وسایل د مخه اماده او اجست کوي.



4.17آنځور (a) لکه څنګه چې د اپتیک قوانین د اپتیک د پاره په 2 څېرکي کې د انعکاس او انکسار د پاره تشریح شوي دي دا قوانین د غږیزو امواجو د پاره هم استعمالیږي که په یوه زاویه د التراسوند امواج په یوه سطحه ولګیږي، منعکسه وړانګه ښایي ایکو تولید کړي کوم چې د هغه وروسته یې د تګ جهت غاییږي یو منعکس کوونکي په حقیقي موقیعت کې (جامد خطونه) څرګندیږي. دا خطونه د سکنر پواسطه په نا درست موقیعت کې ثبت او ښکاره کېږي (نامرایي خط).(b) انعکاس کېداي شي داسي یوه کړنه وي چې هغه کې آنځور د اصلي موقیعت څخه په بدل موقیعت کې ښکاره کړي. دلته د زاو زاد ځاي د دري بعدي آنځور په مرکز کې ښکاري . د انعکاس د کړني د امله د زاوزاد د ځاي دیوالونه پتلې (تیره ډوله) معلومیږي. (Reproduced with permission, HyltonB.Meire and Pat Farrant, Basic Ultrasound John Wiley & Sons, New York, 1995).

دا وسایل د پیژندل شویو توکو څخه جوړ شوي دي چې ماهیت یې د مخه د دا ډول کړنې د پاره پیژندل شوي وو. له دي کبله د التراسوند معیاري واقعي آنځورونه د یوه خاص سکنر پواسطه جوړه وي. پدي باور او یقین سره چې د التراسوند دستګاه په واقعي ډول کولاي شي د فانتوم ریښتنې جوړښت اندازه کړي.



4.18آنځورترهغه ځایه چې د غږ د سرعت د مقدار څخه د آنځور د فاصلې په اندازه کولو کې کار اخستل کېږي، که د التراسوند آنځورونه صحیح نه وي او فرض شي چې تشخیصي التراسوند کې د غږ سرعت V_s نا درست دي (a) د بدن د یوي برخي د پاره د هغه صحیح ابعاد د V_s د دقیق قیمت پواسطه اندازه کېږي (b) د V_s په کم قیمت سره د التراسوند د موج د خپریدو د جهت په امتداد یو فشرده انځور لیدل کېږي. او همدا ډول د غږ په ډیر لوړ سرعت کې هم دا ډول پیښه لیدل کېږي. (c) د آنځور د ابعادو د طول د زیاتوالي سبب کېږي او آنځور تحریف کېږي.

د سکنر اپراتور په سمه توګه ترتیب او اجست کوي. د بیلګې په توګه، V_s د صحیح مقدار د پېژندلو په یقیني کولو سره په فانتوم کې د منعکس کوونکي ترمینځ د فاصلې په اندازه کولو او پېژندلو سره Vs تاکل کېږي.

4.11 د الټراسوند آنځوراخستنه څومره مخفوظه ده؟

څرنګه چې د الټراسوند د سکښن په وخت کې په بدن کې انرژي جذبيږي، مناسبه به وي چې د پايلي په توګه وپوښتل شي چې ايا دا انرژي بدن ته تاوان لري. هغه خطرات چې په درملنه او تشخيص کې د ايکس وړانګي د وړانګو د نورو ډولونو د استعمال په وخت کې پيژندل شوي دي ډاکټران دیته اړ باسي چې دي پوښتنې ته په دقت سره ځواب پيدا کړي. د الټراسوند د آنځوراخستنې مصؤنيت د دوه ډوله څيړنې پواسطه ټاکل کېږي: (1) د الټراسوند پواسطه په لابراتوارونو کې د نباتاتو او حيواناتو په ځانګړو حجرو د الټراسوند د آنځوراخستنې څيړنه، او (2) د ټولنې په نفوسو کې چا چې د الټراسوند معاينه نوي کړي د هغه خلکو سره مقايسه چې د الټراسوند معاينات يې کړي وي د الټراسوند د معاينې د امله دا يقيني کړي چې دوي خو د طبي لوړو ستونزو سره مخامخ شوي ندي. او د هغو سره يو شان حالت لري. په ټولنه کې د وګړو د مطالعاتو پايلي چې بايد بيان شي لږ تر لږه به ډاډ حاصل شي. په هر حال پدې کې شک نه ليدل کېږي چې په لابراتواري تجربو کې د الټراسوند لوړ شدت زيان رسوونکي دي. د بيلګې په ډول د ځانګړو تجربو څخه څرګنده شوي ده چې په بدن باندې د الټراسوند امواجو د اغيزو له امله د حجرې په جوړښت او د هغه په جنيټکي موادو کې ددي امواجو د حرارت پواسطه تاوان مينځ ته راځي. د خطر د شتون دلايل يې کوم دي؟ کله چې د لوړ شدت الټراسوند امواج په بدن کې جذبيږي د الټراسوند د امواجو انرژي د انرژي په نورو ډولونو په نوي ډول ځان ښکاره کوي. د الټراسوند د ډير ځليزه جذب پواسطه بدن ته زياته انرژي جذبيږي. بدن ته دا جذب شوي انرژي کولي شي په مستقيم ډول د بدن جوړښتونه ګرم کړي يا د حجرو د ميخانيکي ماتيدو

سبب کېږي. په هر صورت د التراسونډ تودوخه د هغه د شدت او بدن ته د جذب د وخت له مخي کنټرولېږي ترڅو د تودوخي د لوړ والي سبب نه شي. دا پېښه د کاویتاسیون پنوم یادېږي چې طبعي میخانیکي وظیفه اجرا کوي. تاسي پدي حقیقت پوهېږي چې په لوړو ارتفاعاتو کې د کم فشار د امله اوبه په کمه تودوخي سره جوشېږي، په همدي ډول په بدن کې د التراسونډ امواجو د شدت پواسطه فشار کمېږي او د التراسونډ د امواجو په کمه تودوخه په حجره کې د اوبو پوکانې لکه د وړو انفجاراتو په ډول چاودنه کوي او د امله يي د حجري عشاء او داخلي جوړښت ته توان رسېږي په واقیعت کي د جراحي د پاره د التراسونډ افزار بدن ته ډېر زیان اړه ولي شي. دا دواړه پېښي دي په لابراتوار کې په دقت سره مطالعه شي ودي کتل شي چې د التراسونډ امواج د کاویتاسیون په کومه تودوخه کې واقع دي. د لوړ شدت او د اوږده وخت التراسونډ کولي شي چي حجراتو او ژوندیو موجوداتو ته زیان پېښ کړي. دا میکانیزمونه په بدن کې د زیان د عواملو په ګرمولو کې په معالجوي کړنه کې تري استفاده کېږي لکه د لیتوتریپسي التراسونډ یا لکه د ورزشي زیانونو علاج، کوم چې د لوړ شدت د التراسونډ پواسطه سرته رسېږي داخلي نسجونو ته زیان اړه وي، دبلي خوا په واقیعت کې د جذب کچې او د جذب د دفعاتو وختونه چې په کلینیکي آنځوراخستنه کې کارول کېږي د خطر کچې يي څومره ده؟ د کلینیکي استعمال په وخت کې د پام وړ تودوخه نه رامنیځته کېږي، لکه څنګه چې په انساجو کې د تودوخي لوړ والي په مستقیم ډول اندازه شوي دي. په هر صورت تجربه شوي شواهد (summarized in the reference at the end of the chapter by Barnett et al ; 1994) څرګنده وي چې د پوکانیو جوړیدل کېدلي شي په مشابه

شرایطو کې د *کلینیکي لوړ شدت التراسوند د استعمال د امله مینځ ته راشي. چې دا د اندیښني وړ دي. دا اغیزي زیاتي د دوپلر د پلزونو د اندازه ګیري سره تړاؤ لري چې په هغه کې د غږیزو امواجو لوړ شدت شامل دي. پداسي حال کې چې هیڅ مستقیم تجربي شواهد نشته چې دا اغیزي دي انسان ته زیان پیښ کړي، دا پایلي په خلکو کې د التراسوند د استعمال د مطالعاتو څخه په عملي ډول پیژندل شوي دي.

د پښتورګو ډبري د التراسوند پواسطه څنګه ماتیږي: بدني اضافي شاک لیتوترپسي موج. د التراسوند ډیر شدید امواج، د watt/cm^2 سل هاؤ په شدت یا تردي هم زیات، کولي شي چې د تریخي تیږي او د مثاني تیږي ماتي کړي، او د لوړ شدت متمرکز التړسوند د تومورونو د له مینځه وړلو د پاره د مطالعي په حال کې دي. څنګه کولای شو چې د پښتورګو د سختو منرالونو څخه د جوړي شوي تیږي د ماتولو د پاره د لوړ شدت د التراسوند امواج متمرکز کړو؟ په یوه طریقه، د یوي خاصي منبع څخه استفاده کیږي چې په هغه کې د اوبو لاندي دوه برقي الکترودونه دي چې برقي جریان تري تیریږي اوبو ته حرارت ورکوي او هغه په بخار بدلیږي. د اوبو د بخار د پوکانیو د چټک انبساط او خپریدل په لوړ فشار سره د غږیزو شوکي امواجو د تولید سبب کیږي. دا غږیز امواج دمنبع څخه د اوبو د حمام د لارې خپریږي او منعکس کوونکي مخزن په دیوالونو د انعکاس وروسته بیضوي ډوله شکل اختیاروي. د ټانک د دیوالونو څخه منعکسه غږیز امواج د انعکاس د قانون څرګنده ونه کوي لکه د نوري وړانګو د انعکاس په شان دي.

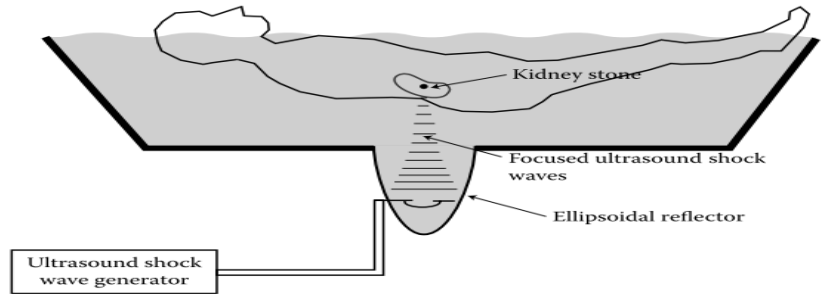
*دا دوه پایلي یو د بل سره مناسب دي ، ځکه لوړ شدت د پلزونو په موجودیت کې د کاویتاسیون سبب کیږي، حتي مینځني شدت ټیټ پاتي کیږي او د پام وړ حرارت تولیده وي.

د پورته جدول په دوام

برسېره پردي دا ډول بيضوي ځانګړي خاصيت لري چې د منبع څخه ټول امواج يوي نقطي ته متمرکز کړي(چې د فوسې په نوم يادېږي) بيا دوهم متمرکز ته منعکس کېږي. د منبع دا خاص خاصيت د لوړ شدت غږيز امواج بيا متمرکز کوي تر ده وروسته دا امواج د اوبو د حمام په بيضوي کې دوهم ځل متمرکز او منعکس کېږي. ترده وروسته د آنځورګري يو بل روش (لکه فلورسکوپې، چې په 5 څپرکې کې ترڅوښښ لاندي نيول کېږي) بيا وروسته په دقيقه سيمه کې ددي دوهم تمرکز څخه په پوره اختيار سره کار اخستل کېږي. د بيلګې په ډول د 4.19 آنځور څخه معلوميږي چې دا عمليه د هغه کس د پاره ده چې د پښتورګو د تيږي د درملني لاندي واقع دي ترانسديوسرونه د تمرکز د داخلي عناصرو سره يو ځاي هم کولاي شي چې د بدن د نورو برخو د علاج د پاره ډير شديد التراسونډ توليد کړي.

په انسانانو کې د التراسونډ د آنځوراخستني د خوندیتوب مطالعه اکثره وخت د بارداري په وخت کې د التراسونډ په کلينيکې اغيزو متمرکز کېږي. په څو لويو انساني ټولنو کې ځني څيړني شوي دي چې په هغه کې په زرهاؤ او لس هاو زره بارداره ښځي په منظم ډول د کم خطر سره مخامخ ښودل شوي دي د کنټرول نور ګروپونه په منظم ډول تر کنټرول لاندي نيول شوي دي. که کومه ستونزه مينځ ته راځي دا ډول ښځي د التراسونډ د معاينې لاندي نيول کېږي. دا ډول طبي معاينه ضروري ده، دا ډول ښځي د لومړي ستونزي وروسته د امتحاني ګروپونو په مينځ کې نه پريښودل کېږي. (ددي څخه ډاډ ګيرنه مينځ ته راځي هغه ښځي چې د بارداري په

وخت کې ورته ستونزه پیدا کېږي په منظمه توګه د کنټرول لاندې ګروپ ته نه استول کېږي. او د کنټرول د ګروپ څخه د ایکس پوز ګروپ ته ځي، چېرته چې دا ډول حالت وي دا تعجب اوره نده ځکه چې په ایکس پوز ګروپ کې په منظم ډول داسي ستونزي پیدا کېږي). د زیاتو مطالعاتو څخه معلومېږي چې د الټراسوند د استعمال له امله فزیالوژیکې اغیزي نه لیدل کېږي، حتي د لویو جمیعتونو په مطالعاتو کې فزیولوژیکي اغیزي تر سترګو شوي ندي. (RADIUS ته دي وکتل شي [د الټراسوند روتین طبي تشخیصي آنځورونه مطالعه کړي ;Bernard G.Ewigman et al., 1993] Saarri-Kemppainen et al. 1990 (او هلته ریفرینسونه). (,.Newnham et al 1993) پواسطه یوه څېړنه شوي ده چې په هغه کې په امتحاني ګروپ کې د کم وزن کوچنیانو د زیږدني فیصدي د هغه نورو نوو زیږیدلو کوچنیانو سره چې د الټراسوند د امواجو لاندي ندي واقع شوي ډیر کم توپیر لري په هر حال پدي اړه ټول فعالیتونه او څېړني چې لاس ته راغلي دي (,.Bernard G. Ewigman et al 1993; Saarri-Kemppainen et al., 1990) په یوه لوي جمعت کي وارزول شو، او ومندل شو چې هیڅ ستونزه نشته.



4.19آنځور په لیتوترپسي د امواجو د فریکي شاک آنځوریزه توصیح، په بدن کې د الټراسوند د امواجو پواسطه د منرالیزه موادو د میده کولو یوه طریقه ده ناروغ د اوبو په تش کې لیدل کېږي یوه بریښنایي ډیس چارچ عملیه قوي غږیز شوکې امواج تولیده وي کوم چې د لوي تش د بیضوي ډوله ارخ څخه منعکس کېږي منعکسه غږیز امواج د تیږي د موقیعت په طرف تمرکز کوي چې هغه ماته شي. د تمرکز شوو غږیزو امواجو شدت ډیر زیات دي چې د پښتورګي په تیږه د ماتیدو قوه وارده وي او هغه په وړو ټوټو بدلیږي.

Newnham بیا هم وښودله چې په منظم ایکس پوز کې کوم روغتیائي توپیر نه لیدل کېږي د کنترول شوو کوچنیانو، او د زیږون متوسط وزن ترمینځ توپیر ډیر کم دي لدې کبله د هغو د څېړنو پایلو دا ناڅاپي پیښې د ډیر کم تعداد د پیښو سره تړاو لري. ډیر ډاکټران په دې فکر کې دي چې د تشخیصي التراساوند سکن د جنین د روغتیائي څارنې لپاره خوندي دي. خو بیا هم د ځنو څېړنو څخه لاس ته راغلي پایلي دا څرګندوي چې منظم التراساوندهم د بارداري لپاره لږځه خطر لري (Bernard G. Ewigman et al.,1993; Newnhan et al., 1993). دا ډول څېړني د هغه ښځو د ښودلو لپاره ډیزاین شوي دي چې د بارداري ستونزي لري، داسي انګیرل کېږي چې د امیندوارو لپاره د التراساوند معاینه ځانګړي ګټه لري او د خطر فکتورونه پرې پیژندل کېږي. خو بیا هم بعضي ډاکټران فکر کوي چې د امیندواري په وخت کې دا ډول مطالعات د التراساوند اهمیت کموي لکه د (Bernard G. Ewigman et al.,1993; Newnhan et al., 1993) اعتراضات ددوي په څېړنه کې نشر شویدي. د التراساوند د آنځوراخستني د تکنالوژي پرمختګ به په راتلونکي کې دا ډول بحثونه بدل کړي. د نفوسو هغه مطالعې چې یوائي په ښځو کې د امیندواري او زیږون لپاره کېږي، بعضي یې اوږد مهاله دي چې د ځوانانو د ورکتوب د دوران مطالعه کوي (Scheidt et al., 1978; Stark et al.,1984). دا بیا یقني کېږي چې که څه هم د ولادت وروسته د کوچنیانو شمېره د هغه څه څخه ډیره کمه ده چې د ولادت وروسته دفعتاً د څېړني لاندې نیول کېږي. یوه څېړنه چې په پراخه ډول په رسنیو کې خپره شویده (Campbell et al., 1993) د لومړنیو کوچنیانو او په رحیم کې د التراساوند لاندې چې نا زیږیدلو کوچنیان ترمینځ د رابطې د څېړني وړاندیز کړیدې ددې سره بیا

هم د يوه کوچني ګروپ څيړنه (چې په هغه کي 72 کوچنيان شامل دي) وشوه چې پکې مشکوکې څيړني شامل دي(لکه په کوچنيانو کي راوني اغيزي، چې د راونشناسي جنبه لري او فزيالوژيکي اغيزي يې په ګوته شوي ندي). حتي ليکوالانو داسي ښودلي ده چې څيړونکو خپله دنده سرته نده رسولي چې د التراساوند استعمال دا ډول شرايط مينځته راوړي. په لنډ ډول د اوږدي مودي د کلونو د څيړني په بنسټ، ډاکټران اوس باور لري چې التراساوند آنځور اخستنه د پيژندل شوو خطراتو سره بيا هم محفوظ ده که دهغه شدت او ايکس پوز وخت په خوندي ليول کي وساتل شي. د متحده ايالاتو FDA، اداره چې په طبي وسايلو پوره واک لري، د ټولو تشخيصي وسايلو د بيا کتني لپاره د خرڅلاو دمخه ارزاوي ترڅو ډاډ ترلاسه کړي چې د لوړشدت لپاره د خوندیتوب مناسب شرايط لري خو بيا به هم په هغه کي د کم خطر آغښزي موجودي وي. طب پوهان اوس په ايډيالي ډول په دې عقيده دي چې د التراساوند پواسطه هغه وخت آنځور اخستنه وشي چې ګټه يې په مراتبو د هغه د خطراتو په نسبت زياته وي او آنځور اخيستني ته پکې خاصه اړتيا وي. په هر صورت، د RADIUS د مطالعاتو څخه بعضي پوښتني پيدا کېږي چې د دي تکنالوژي د استعمال سمه لار کومه ده. RADIUS ګروپ د اټکل دمخې په متحده ايالاتو کي په متوسط ډول د امينداوري په هر اقدام کي د نښه شوو حالتونو لپاره 200 امريکائي ډالر پکار دي، په دې توګه بايد د ملي روغتيا بودیجي ته يو مليارد ډالر اضافه کړي، د تشخيصي التراساوند د ساينسي محاصره شوي څارنې په ځاي د روغتيايي خدماتو اقتصاد کولي شي ددې محدودي تکنالوژي په وړاندي عملي حدودات وټاکي.

4.12 د ولادي التراساوند آنځور اخیستنه:

په متحده ایالاتو کي د التراساوند معاینه د امیندواري په منځني وخت کي د لومړني پاملرنې د معمولي برخي په توګه کاره ول کېږي، د ولادت تشخیصي التراساوند اکثراً ترانسډیوسر د ولادت په وخت کي د ښځو د خیټې د پاسه ایښودل کېږي که څه هم په بعضو حالاتو کي یو داسي واژنل ترانسډیوسر په کاره وي چې واضیح او روښانه آنځور وښایي. دا شانته تکنالوژي د والدینو، ښځینه متخصصینو او د ولادت متخصصینو ته مهم معلومات برابروي. د بیلګې په ډول د هغه پواسطه د امیندواري په وخت کې مختلفي آناتومیکي ځانګړتیاوي معاینه کېږي او دمور په بدن کې د جنین د ودي په څارنه کې تري استفاده کېږي. د التراساوند آنځوراخستنه د امیندواري دمخه په میندوکې د سختو ستونزو په تشخیص کې مرسته کولي شي لکه په امیندواري کې احتمالي ایکتوپیک ستونزي، چې په هغې کې د امیندواري د رحیم په ځای د فالوپین په تیوب کې صورت نیسي. د التراساوند د نورې عامي کارونې څخه د ډیرو جنینونو په پیژنده کې تري استفاده کېږي(4.20aآنځور).



(a)



(b)

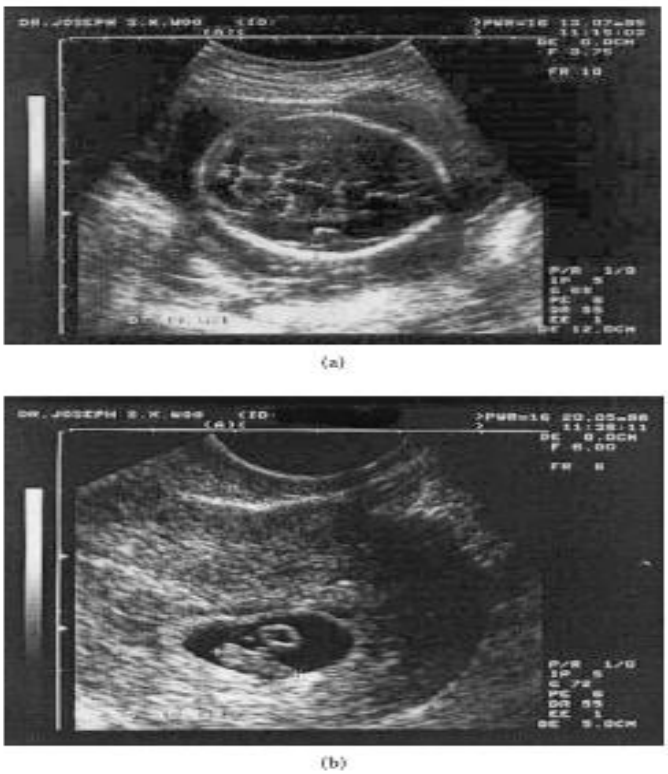
4.20آنځور (a) د زاوزاد په ځاي کې د 10ونيوبو د غبرګونکو د التراسوند آنځور (b) په زاوزاد کې د جنين د 14 ونيوبو د آنځور په مشخصاتو کې د په ښي طرف کې د جنين سر معلوميږي (Used with permission courtesy of Dr.Joseph Woo.)

د ولادت په کانال کې د پلاسنتا بندښت چې د زيږون مخه نيسي هم معلومولي شي. دا خطرناک حالت پلاسنتا پريويا بلل کېږي د ولادت التراساوند د يوي مهمي وسيلي په توګه په خطرناکه امينډواري کې د جنين په روغتيايي حالت څارنه کول دي. لکه د مينډو دکمزوري حالت امينډواري، يا که مور د شکر په ناروغۍ اخته وي د ولادت د التراساوند آنځور اخيستنه د 3.5MHz څخه تر 7MHz فريکونسي په واسطه اجراء کېږي، او د پلز اوږدوالي يې تقريباً يو ميکرو ثانيه دي. ددې ارقامو سيمه ايزه رونټيا د 2mm – 1پوري ده چې د رحيم په داخل کې د پلز د نفوذ څخه د ټول جنين

آنځور ښودلي شي (4.20bآنځور). په سيمه ايزه رونټيا کې د التراساوند جمع شوي آنځور د ايکس وړانګې د آنځور په نسبت ډير روښانه دي، د يوي معاينې څخه د يوه قالب په اخيستلو د ناروغ لپاره ډير سخت او د واقع متحرک آنځور په نسبت د شک وړ دي. برسېره پردي، د التراساوند څخه د جنين د زړه د حرکت د معلومولو لپاره هم استفاده کېدلي شي. کوم چې د دوپلر دستګاه پواسطه بي له آنځور اخيستني څخه هم اندازه کېدلي شي. طبعي امېندواري په منځني ډول 40 اوني په بر کې نسي، په رحيم کې د قرارداد له مخي د جنين وده يا امېندواري په دري دورو چې هره دوره يي دري مياشتي ده ويشل کېږي چې د تراي مستر پنوم يادېږي. د ولادت د التراساوند آنځور اخيستنه په تقريبي ډول دامېندواري د پنځمي هفتي وروسته هر وخت اجراء کېدلي شي، چې په هغه کې د جنين د ودي نښه په رحيم کې معلومه شي، که څه هم د امېندواري په اوږدو کې نور زيات معلومات راټولېدلي شي. لومړني التراساوند کولي شي چې امېندواري تائيد کړي او د طبعي او غيري طبعي امېندواري ترمينځ توپير وکړي (لکه د اؤم نمګړتيا، چې په هغه کې جنين نه وي د امونيټيک په کځوړه کې يي نښه نه معلوميږي). د اوه اونيو د تيريدو وروسته د جنين د زړه حرکت ليدل کېږي، د ودي په حال کې د جنين نور علايم هم معلوميږي (4.20bآنځور). نور وروستني معاينات کولي شي د جنين او پلاسنتا ترمينځ آناتوميک توپيرونه په جزياتو سره ترسره کړي. په امېندواري کې د جنين د عمر پېژندل مشکل وي. د دخول د نيټې تخميني وړاندوېنه په ډيره سختې کېږي د ښځو مياشتنې عادت او نور معاينات هغه فکتورونه دي چې د څه واقع کېدو لپاره تري وړاندوېنه کېدلي شي. که دامېندواري واقعي نيټه معلومه وي، په امېنداوري کې د جنين وده د التراساوند

پواسطه معلومیږي او اصلي عمر يي هم معلومیدلي شي. ډیري اندازه ګیري د امیندوارۍ عمر اندازه کولي شي، لکه د آنځورشوي جنین د اسکلیټ ابعاد او د ګېډې د محیط اندازه په بر کې نیسي. د بیلګې په ډول د امیندوارۍ په اوایلو کې د جنین د سایز او عمر د اندازه کولو لپاره د دوه طریقو څخه کار اخلي یو يي قطر (BPD) او بله يي د څنګ په څنګ قطر طریقه ده چې لدي طرېقي څخه د سر د جمجمي په اندازه کولو کې کار اخلي (4.21aآنځور) او د سر دپورته برخي اندازه پري کېږي (CRL)(4.21bآنځور). د جنین د سر څخه تر پایه دهغه اوږدوالي اندازه کېږي. همدارنګه التراساونډ د جنین د طبعي ودي د لیدو لپاره هم استعمالیږي. څرنګه چې التراساونډ د امیندواري په موده کې د جنین د عمر په اندازه کولو کې کارول کېږي کېداي شي چې د اوږدوالي اندازه کول دهغه سره په تضاد کې وي. په واقعت کې، د التراساونډ معاینه لادمخه په امیندواري کې په رحیم کې د جنین د عمر د اندازه کولو لپاره جوړه شوي ده. په وروسته وختونو کې دا معاینه په رحیم کې د جنین د طبعي ودي د پلټنې لپاره هم استعمالیږي. د التراساونډ د آنځور په معاینې سره، د امیندواري په ډیرو معاینو کې ولادي متخصصین کولي شي چې د کوچني په اندامونو، لکه ستوني فقرات، زړه، پښتورګي، مثانه او معده باندې څارنه او نظارت وکړي. په دوهم تراي مستر کې هم آناتومي او د لویو شو اورګانونو د کار قابلیت ارزیابي او کنټل کېږي. د زړه ټکانونه او دهغه څلور جوفونه په پوره جزویاتو سره لیدل کېږي. د زړه مور زادي ناروغي او د وینې جریان د نامه په بند کې د دوپلر د تخنیک پواسطه پیژندل کېږي چې ددې څپرکې په اخر کې به تشریح شي. د ډیرو زیاتو مقدارونو یا د امونیتک ناکافي مایع پري معلومیږي. یا د ادرار د پراخه دستګاه

بندښت او د معدي د سيستم په هکله تري معلومات حاصليږي. رحيم کې د جنين خوځښت لکه د زړه ضربان ”مشابه تنفس ”پري په اساني سره د ليدلو وړ دي. په رحيم کې د نازيږدلي کوچنۍ د مغزو جوړښت هم پري څارل کيږي، په مرسته يې د مغزو د ودي ارزونه او په جوړښتونو کي يې د هر ډول اختلالاتو ارزيابي ترسره کيږي. پښتورګي، ينه او معده پري برسې کيږي او اندازه يې معلوموي. په رحيم کې د جنين موقيعت پري برسې کيږي. په يوه ستونزمن پريزنټيشن کې (لکه دتولد په وخت کې چې نوزاد نه تولد کيږي) په مرسته يې وړاندوېنه کېدلي شي. ددې ډول شديدو ستونزو معاينه د درملنې امکان برابروي (لکه د اداري مجراو بندښت) د تولد د مخه د جراحۍ امکان برابروي د مور او جنين د جراحي باعث کيږي.



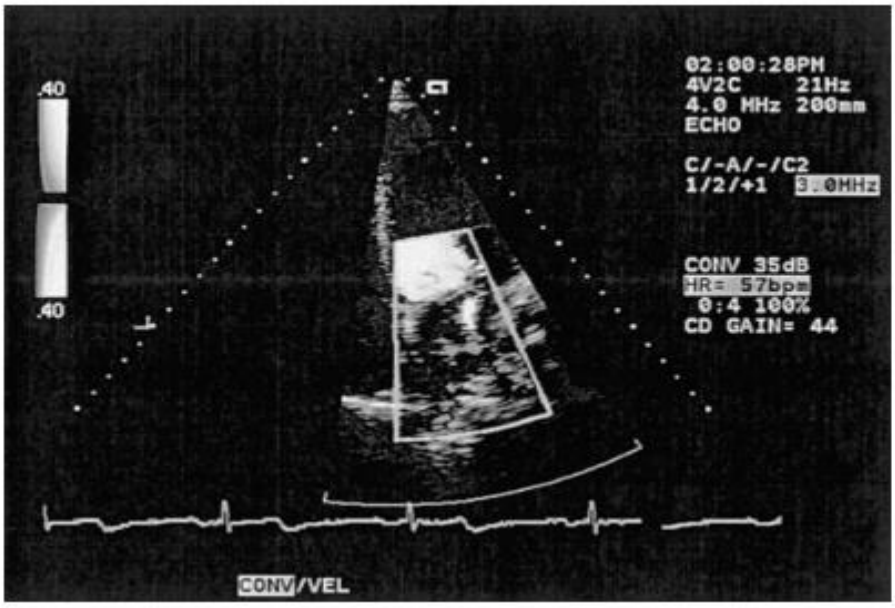
4.21آنځور په زاوزاد کې د التراسوند په واسطه د جنين د ابتدايي ځانګړتياؤ د اندازه کولو بيلګې (a) د سر مقطعي آنځورول، د بيضوي ډول روښانه خطونو پواسطه د سر جمجمه ښودل کيږي، چې د هغه په داخل کې د مغزو جوړښت هم ليدل کيږي ډش ډول خطونه د سر په طرف واقع دي چې د دوه طرفه قطر د اندازه کولو د پاره استعماليږي، باريکه رادونه د سر د جمجمې د ودي دپاره دي (b) په سر باندې ويښتان او د جنين د ملا د تير د اخرني برخې د اوږدوالي دمشاهدي څخه د جنين د حاملګي وخت اندازه کيږي (Used with permission courtesy of Dr.Joseph Woo.)

په دې حالت کې د کامیابه جراحۍ په صورت کې بیا هم امیندواري ته د نامطلوبه پایلو احتمال موجود دي. د نامطلوبه پایلو تشویش د امیندواري په وخت کې د دا ډول مداخلو مخه په شدت سره نیولي ده. د تولد دمخه د ټراساونډ لپاره تر ټولو عام ترینه توجهي د نورو معایناتو د ډولونو سره د هغه رابطه ده لکه امنیوسینتیز او د کوریونیک ویروس څخه د امیندواري نمونې (CVS) شامل دي. په امنیوسینتیز کې د امونیتیک مایع کم مقدار چې جنین یې احاطه کړي دي د مور د خیټې څخه د یوي پیچکاري د ستني پواسطه راباسي ډاکټران د پیچکاري د ستني د څارني لپاره چې جنین، پلاسنټا، د نامه بند، رحیم او د ارتباط لارو ته زیان ونه رسیږي د ټراساونډ د آنځور څخه استفاده کوي ددې کړنلارې موخه داده هغه حجري چې د ودي په حال کې د جنین څخه وتلي دي امونیتک مایع ته ولیږدول شي دا حجري په کلچر کې دوه کوي او په کروموزومي اختلالاتو کې د جینتیکي ناروغیو لکه ډاون سنډروم او د Tay-sachs ناروغي معلومولي شي. ددې معاینې پواسطه د جنین جنس هم معلومیږي. د معاینې پایلې د والدینو په اختیار کې ورکول کیږي، تر څو په جنیتکي مشورو خبر شي او اهمیت یې درک کړي. همدارنګه امنیو سینتیز د زیږون د نیمګړتیاؤ معاینات اجراء کوي چې د عصبي تیوبونو د نیمګړتیاؤ په نوم یادیږي، چې په هغه کې د مغزو او نخاع د طبعي ودي نیمګړتیاوي معلومیږي همدارنګه د امنیوتیک مایع د معاینې پواسطه په دریم تراي مستر کې د تنفسي سیستم د تنفس قابلیت تشخیص کیږي او معلوموي چې دي سیستم په کافي اندازه وده کړیده یا یې نده کړي چې جنین پرې تنفس وکړي. ددې پوښښ پرته په نوو زیږیدلو کوچنیانو کې د

هیالین خطرناکه ناروغي مینځته راوړي چېرته چې د تولد دمخه ددې ډول حالت احتمال شته چې هغه باید کنترول شي. همدارنګه CVS معاینه د امونیتک مایع د معاینې سره ورته او مشابه د جینیتکې اختلالاتو د پیژندنې توانائي لري، خو په دې ځای کې د کوریون حجري، د پلاسنټا یوه برخه، د پیچکاري د ستني پواسطه واژینا دلاري کېږي ته تیریږي. په دې ځای کې بیا هم د پیچکاري د ستني د محفوظي لارښوني لپاره د التراساوند د آنځورونو څخه کار اخلي. په دواړو تخنیکونو کې د ښځو لپاره معلومات شته. امنیوسینتیز د امیندواري په 16 یا 20 اونۍ ترمینځ ترسره کېږي. پداسي حال کې چې CVS تراي مستر د پای ته رسیدو د مخه اجراء کېږي. د امیندواري په جریان کې تشخیصي التراساوند کولي شي د عاجلو پیچلو پیښو په اړه والدینوته معلومات ورکړي او ددې پیښو د موجودیت له امله د امنیو سینتیز او د CVS امکانات برابروي چې جینتکې معاینې سرته ورسوي. په هر صورت د ډیرو کورنیو لپاره، دا ډول التراساوند یوه رواني اغیزه لري چې ډیره اغیزه یې په کوچنۍ ده.

4.13 ایکوکارډیوګرافي: د زړه د التراساوند آنځورونه

د زړه د ناروغیو کارپوهان اوس کولي شي د التراساوند څخه په مستقیم ډول د زړه د ضربان مقطعي آنځور او د وینې د لوي رګونو آنځور واخلي (4.1c او 4.14b آنځورونه).



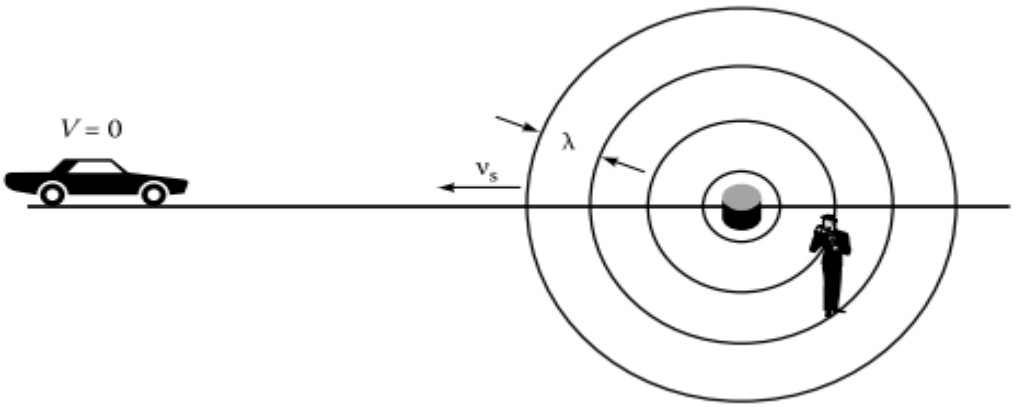
4.22 آنځور (د تیرو څېړکیونو د 78 صفحې رنګه آنځور ته مراجعه وکړئ) د زړه د څلورو جوفونو مقطعي آنځور او په زړه کې د وینې د بهیدو نقشه د رنګه التراسوند په واسطه معلومیږي. د زړه د جوړښت د رسمولو د تقشي څخه د زړه ساختمان معلومیږي. د چپ هلیز څخه د میترال وال د لاري چې بطن ته د وینې طبعي جریان په ابي رنګ سره معلومیږي. په سره ساحه کې پورته خواته دمیترال وال د وینې جریان بنده وي. (Reproduced with permission courtesy of Acuson Corporation.)

دوي کولي شي چې د التراساوند مشابه ترانسډیوسر په بدن کې د وینې د جریان د اندازه کولو لپاره وکاروي. پداسي حال کې چې ددې معلوماتو د څرګنده ولو سره یوځای د ګرځنده آنځورونو (د 4.22 آنځور) څخه استفاده کوي. په دې ځانګړي طریقه کې د دوپلر د حادثې څخه استفاده کېږي. حقیقت دادي هغه ایکو چې د متحرک شیانو څخه منعکس کېږي لکه د وینې حجرات ددې ایکو فریکونسي د التراساوند د اصلي پلزونو سره توپیر لري. ددې فریکونسي د توپیر په اندازه کولو سره د وینې

جریان اندازه کېږي. د دوپلر اثر هر وخت نه یواځي د التراساوند ایکو لپاره بلکې د غږ د ټولو ډولونو د استولو او رانیولو په حالت کې د تطبق وړ دي. ډیرو خلکو دا حادثه تجربه کړیده او په دې پوهیږي چې د متحرک تیریدونکې امبولانس د هارن په غږ کې تغیر واقع کېږي. کله چې امبولانس نژدي کېږي د غږ په امپلیتود کې زیاتوالي راځي او لوړیږي خو که امبولانس ترشا کېږي د هارن د غږ امپلیتود کمیږي. مونږ کولي شو د غږ په امپلیتود کې د تغیر اساس د شرایطو په نظر کې نیولوسره چې د غږ منبع حرکت کوي د هغه په فریکونسې کې درک کړو.

4.14 د دوپلر د حادثې اساسات:

مخکې ددي چې مونږ د التراساوند واقعي آنځور اخیستني د ستونزو سره مخامخ شو، مونږ د هغه یوه ساده بیلګه په نظر کې نیسو د 4.23 آنځور څخه لیدل کېږي چې یو سړي موټر کې دي او لوډ سپیکر غږیز امواج خپروي.



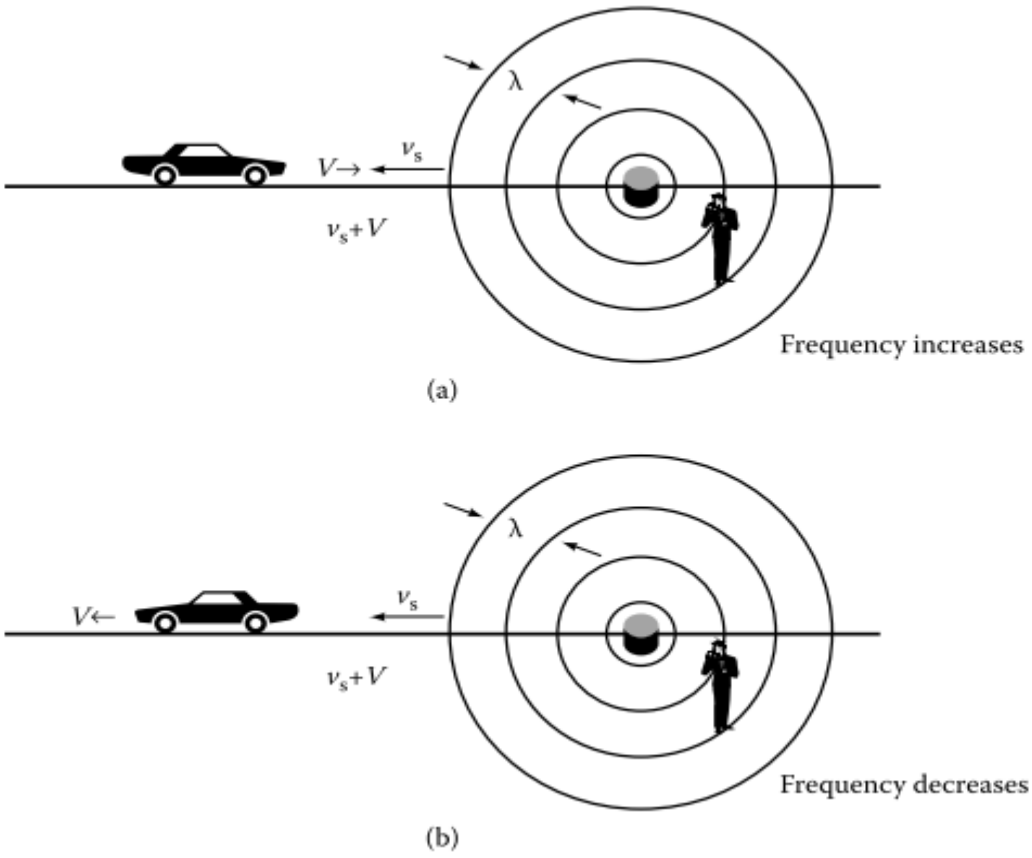
4.23آنځور د 4.23 شکل څخه تر 4.25 شکل پورې دا څرګنده وي چې د دوپلر اصل د غږ په فریکونسۍ تاثیر لري. په لومړي حالت کې کوم څه ته چې اشاره شوي ده ، دلته تعریفیږي ، هغه ده چې ته د غږ تولیدونکي منبع او نه د غږ اوریدونکې دواړه حرکت نه کوي ، پدې حالت کې دواړه مشابه فریکونسې (f_0) حس کوي.

په غږیزو څپوکې د فشرده سازي سیمې د λ موجې څپې په وړاندیوالي سره د دایرو پراخیدل ښایي. یو سړي لا تر اوسه لوډ سپیکر ته نژدې ولاړ دي او د غږ اوریدونکي په موټر کې دي دا دواړه سړي د غږ f_o فریکونسي یو شان او مساوي اوري. ددې فریکونسي څخه معلومیږي چې د وخت په انټروال کې څومره غږیزه جبهه اوریدونکي ته رسیږي. اوریدونکي ته د غږیزې جبهې رسیدل مستقیماً د غږ د سرعت او معکوساً د موجې اوږدوالي سره متناسب ده (ځکه چې د غږیزو امواجو ډیري فریکونسۍ یو د بل څخه جلا دي او په هر ثانیه کې لږې تیریږي):

$$f_o = \frac{v_s}{\lambda} \qquad 4.16$$

که اوس دا د غږ ثابتې منبع سره پرتله کړو ، لکه ثابت لاوډسپیکر ، او په موټر کې د v په سرعت د حرکت په حال کې اوریدونکي (4.24آنځور). په موټر کې متحرک سړي د الټراساونډ فریکونسي f_o د فریکونسي په تغیر سره احساسوي، لکه د غیږي متحرک ثابت ولاړ سړي چې یې اوري. ځکه چې په موټر کې متحرک سړي د غږ د تولیدونکې منبع په خوا په حرکت کې دي، لدي کبله چې د موټر د سرعت له امله د غږیزو امواجو سرعت زیاتیږي. دا په ظاهر کې د غږیزو امواجو سرعت د موټر د سرعت له امله زیاتیږي چې د $v_s + v$ سره مساوي دي (4.24aآنځور). لدي امله موټر چلونکې نسبت ثابت او غیږي متحرک سړي ته د ډیرو غږیزو امواجو سره مخامخ کیږي. خو که د موټر رابطه د غږ د منبع سره قطع شي د غږیزو امواجو ظاهري سرعت د موټر د سرعت په اندازه کمیږي او د $v_s - v$ په سرعت خپریږي (4.24bآنځور). په دې ځای کې زمونږ استدلال په دې واقیعت ولاړ دي چې که چېرې د غږ اوریدونکې په حرکت کې وي د

غږ موجې اوږد والي په ښکاره ډول تغير نه کوي (لکه دايري چې د فشرده سازي په سيمو کې په يوه نوا ښت ډول د يوه موجې اوږدوالي په فاصله يو دبل څخه بيلي واقع دي). په دې حالت کې به غږ اوريدونکې د غږ موثر سرعت احساس کړي. د f د فريکونسي دقيقه رابطه چې متحرک اوريدونکې يې د v سرعت په لرلو په موټر کې اوري د f_o فريکونسي سره چې په ځمکه ثابت ولاړ دي او اوري يې د 4.16 معادلي په مرسته د سرعت ددې اختلاف له مخې په لاس راوړو.



4.24 انځور کله چې د غږ اوريدونکي حرکت کوي l په (a) داسې ښودل کېږي چې موټر چلوونکي د غږ د منبع په طرف حرکت کوي او په (b) کې داسې ښودل کېږي چې موټر چلوونکي د غږ د منبع څخه لرې کېږي د غږ د توليد منبع په ښي طرف کې ده ، د ساکن اوريدونکي په نسبت متحرک اوريدونکي ته فريکونسي تغير کوي (لکه سړي چې په ښي طرف کې ولاړ وي). ساکن اوريدونکي تر اوسه د منبع څخه خپره شوي فريکونسي اوري په (a) کې متحرک اوريدونکي لوړه فريکونسي حس او اوري په (b) کې د متحرک د اوريدو فريکونسي کميږي، دا حقيقت پدې پوري اړه لري چې د غږيزو امواجو فريکونسي په (a) کې تيز تره او په (b) کې کنده تره ده چې د متحرک په نسبي حرکت پورې مربوط ده .

$$f' = \frac{v_s + V}{\lambda}$$

$$= \frac{v_s}{\lambda} + \frac{V}{\lambda} = \frac{v_s}{\lambda} + \frac{v_s . V}{\lambda . v_s} = \frac{v_s}{\lambda}\left(1 + \frac{V}{v_s}\right)$$

$$= f_o\left(1 + \frac{V}{v_s}\right) \qquad 4.17a$$

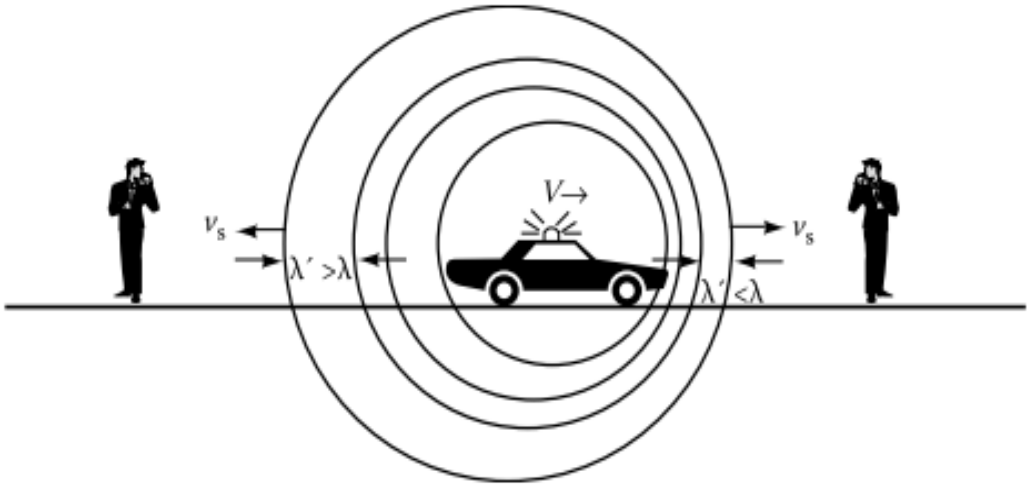
$$f' = \begin{cases} f_o + f_o\frac{V}{v_s} & \text{د زیاتیدو حالت کې} \\ f_o - f_o\frac{V}{v_s} & \text{د کمیدو حالت کې} \end{cases}$$

د دوه وروستیو معادلو نهائي پایلي د تغیر یافته فریکونسۍ د پاره یومتحرک اوریدونکي څخه په ترتیب سره په زیاتیدو یا کمیدو کې دي چې د فریکونسۍ تغیر نظر f_o ته د Δf په اندازه زیاتیږي. په فریکونسۍ کې دا تغیر Δf د دوپلر د تغیر په نوم یادیږي. او قیمت یې د لاندي رابطو څخه څرګندیږي:

$$\Delta f = f' - f_o \begin{cases} +f_o\frac{V}{v_s} & \text{زیاتیږي} \\ -f_o\frac{V}{v_s} & \text{د متحرک اوریدونکي د پاره کمیږي} \end{cases}$$

یوځل بیا مثبته علامه د زیاتیدونکي حالت سره، منفي علامه د کمیدونکي حالت سره رابطه لري. د غږ د سرعت د بدلون احساس د متحرک اوریدونکي او د ساکن اوریدونکي د پاره یوشان دي. د دوپلر دا تغیر د غږ د اوریدونکي د سرعت سره متناسب دي(V) چې دا بیا هم د اصلي فریکونسۍ او د غږ د سرعت v_s پوري مربوط دي. د دوپلر د تغیر پایلي په فریکونسۍ کې زیاتیږي (شدیده کیږي). د متحرک په نژدي کیدو سره کمه فریکونسۍ احساسیږي. په هره اندازه چې د اوریدونکي سرعت زیاتیږي د دوپلر تغیرات زیاتیږي. اوس دا یو حالت په نظر کې ونیسي چیرته چې

اوريدونکي (په دي حالت کې دوه سړي په ځمکه ولاړ دي) په داسي حال کې چې د غږ منبع د حرکت په حال کې ده په 4.25 آنځور کې لیدل کېږي چې د متحرک موټر سرعت v دي او هغه ته هارن وهل کېږي. پدي حالت کې، متحرک موټر د غږیزو خپرو شوو امواجو ترمینځ حرکت کوي، لدي کبله د غږ پراخه امواج په مختلفو نقطو کې یو ځای کېږي. غږیز امواج د موټر د حرکت په جهت یو بل ته نژدي کېږي او د موټر د حرکت تر شا لیري کېږي. په نتیجه کې لنډه (د موټر د حرکت په جهت) یا اوږد (د موټر د حرکت په مخالف جهت) موجي څپه (λ') اوريدونکي احساسوي.



4.25آنځور لکه چې د غږ منبع – لکه د موټر هارن – دوه ساکن اوريدنکو ته چې په حرکت کې وي (د ښي او چپ طرف سړي) هارن مختلفه فریکونسۍ د خپرې شوي فریکونسۍ څخه اوري. متحرکې غږیزې منبع ښي طرف ته سړي هغه غږیز امواج اوري چې موجي اوږد والي يې د متحرکې منبع پواسطه لنډ شوي دي. خو هغه سړي چې د غږیزې منبع چپ طرف ته دي د غږیزو امواجو د اوږده طول چې د حرکت د امله اوږدي شوي دي اوري. پداسي حال کې چې په هوا کې په دواړو طرفونو کې د غږ منبع څخه په مساوي سرعت خپریږي، پدي حالت کې (د ښي طرف) په حالت کې فریکونسۍ زیاته او د چپ طرف په حالت کې فریکونسۍ کمه ده.

دا راتولیدل او خپریدل د اوريدونکي د امواجو د جبهې فریکونسۍ ته تغیر ورکوي، نو هغه هم د امواجو ترمینځ فاصلي ته تغیر ورکوي. مونږ کولای شو چې د موجي اوږد والي د تغیر نه په استفادې (فشرده سازي ترمینځ فاصله) د دوپلر تغیر د غږیزې منبع د حرکت په وسیله حساب کړو. پدي حالت کې بیا هم د فریکونسۍ تغیر د V سرعت

سره متناسب دي. د غږ د خپريدو په جهت لنډ موجي اوږد والي د فريکونسۍ د زياتوالي سبب کېږي، د غږ د خپريدو په مخالف جهت د غږيزو څپو د موج اوږد والي د فريکونسۍ د کموالي سبب کېږي. يو ځل بيا د دوپلر تغير د هغه اشياوو سرعت اندازه کوي کوم چې غږ خپروي. لکه څنګه چې مخکې د خپاره شوي غږ فريکونسۍ او د غږ د ابتدايي سرعت له مخې د V سرعت د دوپلر د تغير څخه پېژندل کېده. ټول دا ډول شرايط په طبي التراسوند کې ليدل کېږي نو دا په عمل کې ممکن ده چې په بدن کې ګرځنده شيان اندازه کولي شي. اوس مونږ په بشپړه ډول د دوپلر تغير ددي حالت د پاره محاسبه کوو. د ساکن اوريدونکي د پاره ظاهري موجي اوږد والي (λ) د هري خپرې شوي موجي جبهې په مينځ کې د موټر د حرکت په واسطه موجي اوږد والي کميږي (د غږيزي منبع په جهت) يا زياتيږي (د غږيزي منبع په مخالف جهت). د متحرک پواسطه طي شوي فاصله د متحرک د سرعت (V) او د موج د پيريد (T) د حاصل ضرب څخه حسابيږي ددي ځاي څخه λ′ :

$$\lambda' = \lambda - VT$$

$$= \lambda - V\frac{1}{f_o} = \lambda - V\frac{\lambda}{v_s} \qquad \text{متحرکه منبع} \qquad 4.18a$$

$$= \lambda \times \left(1 - \frac{V}{v_s}\right)$$

د لته د رياضي څخه د غږيزي منبع په طرف (موجي اوږد والي کميږي) د موجي اوږد والي د اندازه کولو د پاره استفاده شوي ده. همدارنګه يوه مشابه پايله د غږيزي منبع په مخالف جهت د پلز په اشاره ټولي اشاري په منفي علامه بدليږي. په موجي اوږد

والي کې دا تغير λ' د موج په فريکونسۍ (f') کې تغير واقع کېږي او ساکن اوريدونکي يې اوريدلي شي.

$$f' = \frac{v_s}{\lambda'} = \frac{v_s}{\lambda \times \left(1 - \frac{V}{v_s}\right)}$$

$$= \frac{v_s}{\lambda} \times \left(1 + \frac{V}{v_s}\right)$$ متحرکه منبع (4.18b)

$$= f_o \times \left(1 + \frac{V}{v_s}\right)$$ لپاره $V \ll v_s$

(مونږ به ددې معادلو د ساده شکل څخه په طبابت کې د رامينځ ته شوو ستونزو په حل کې ګټه واخلو، چېرې چې د وينې د جريان د سرعت v د غږ سرعت v_s دي. مونږ به وګورو چې دا حالت په طبابت کې د دوپلر د حادثې څخه په طبابت کې د تطبيق استفادې کېږي) يو ځل بيا، د هم جهته منبع د پاره دا حالت لاسته راوړو. چې د هغه څخه د دوپلر د تغير مساوات پيدا ډول دي:

متحرکه (4.18)
$$\Delta f = f' - f_o \cong \begin{cases} +f_o \frac{V}{v_s} & \text{د منبع په طرف} \\ -f_o \frac{V}{v_s} & \text{د منبع په مخالف جهت} \end{cases}$$

منبع

مونږ به ددې معادلو د ساده شکل څخه په طبابت کې د رامينځ ته شوو ستونزو په حل کې استفاده وکړو چېرې چې د وينې د جريان سرعت د غږ د سرعت په نسبت ډير ورو دي

نمونوي محاسبه : که د وينې د جريان لوړ سرعت 75cm/s وي نو د V او v_s ترمينځ نسبت پدې ډول دي:

$$\frac{V}{v_s} = \frac{75\frac{cm}{s}}{1540\frac{m}{s}} = 0.00049 = 0.049\% \ll 1 \qquad (4.19)$$

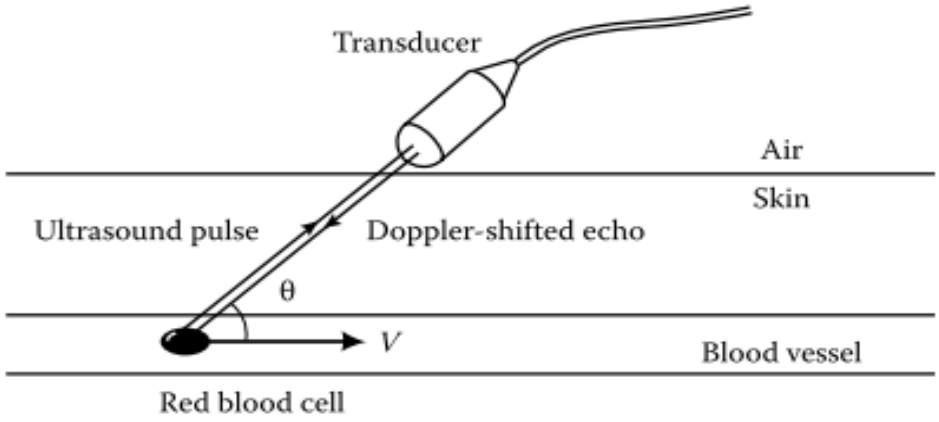
دا کوچنۍ نسبت ثابتوي چې $V \ll v_s$ سره مطابقت لري.

4.15 د وينې د جريان په اندازه کولو کې د دوپلر د حادثې استعمال:

د دوپلر په التراسوند کې ، کله چې التراسوند په سره وينه اويا په بدن کې د ټولو ګرځنده اجسامو سره مخ کېږي د التراسوند څپې د هغه سره ټکر کوي او د فريکونسۍ تغير مينځته راځي (4.26آنځور). تر هغه ځايه چې مونږ د دوپلرد ايکو د تغير سره علاقه لرو ، هلته د فريکونسۍ دوه ډوله تغير موجود دي:

۱- د سري وينې د حجرو حرکت، د متحرک نيوونکي په شان تغير شوي فريکونسۍ (f_1) اوري چې د دوپلر د نظري د مخې د f_o اصلي فريکونسۍ تغير کوي.

۲- د سري وينې حجري د التراسوند د انعکاس د امله د متحرکي منبع په حيث عمل کوي. له دي امله f_1 د منبع د فريکونسۍ رول اجرا کوي. او ايکو f_2 نوي فريکونسۍ لري چې نسبت f_1 ته د دوپلر د تغير څخه مينځته راغلي ده. ددي دوه فريکونسيو د تغير په پايله کې د راګرځندونکي ايکو ټول تغير د دوپلر د ساده تغير دوه چنده سره مساوي دي چې د مخه تشريح شوي دي.



4.26آنځور د التراسونډ په آنځورګرۍ کې د دوپلر د اغيزې توضيح . د التراسونډ پلزونه د التراسونډ د متحرکه اخذو پواسطه جذبيږي (د بيلګې په ډول د وينې کرويات) – هغه ته يو دوپلر تغير ورکوي – کوم چې وروسته بيا التراسونډ خپريږي لکه د يوې متحرکې منبع په شان کله چې ايکو توليد کړي ، تردې وروسته په يوه ثانيه کې د دوپلر تغيرات په پرله پسې ډول واقع کيږي.

دلته مونږ بايد د θ د زاويې اغيزه د التراسونډ د ترانسديوسر او د متحرکې وينې ترمينځ وارزاوو.ځکه چې هغه د وينې د جريان سرعت ته تغير ورکوي او دا کيداي شي د ترانسديوسر تشخيص ته تغير ورکړي. دا ډول کتنې مونږ ته د دوپلر مکمل تغير راکوي چې هغه پدې ډول دي:

$$\Delta f = f_2 - f_\circ = 2f_\circ \frac{V}{v_s} cos\theta \qquad (4.20)$$

د دوپلر اعظمي تغيرات هغه وخت ليدل کيږي چې د ترانسديوسر د پلز تغيرات په مستقيم ډول د وينې د جريان هم جهت وي او يا په دقيق ډول د هغه په مقابل جهت کې وي. د بيلګې په ډول که د ترانسديوسر رخ د وينې د جريان په جهت وي نو پدې حالت کې د θ زاويه صفر ده او $\cos 0^0 = +1$ دي او که د ترانسديوسر رخ د وينې د جريان مخالف وي نو $\cos 180^0 = -1$ دي او د 90^0 زاوي د پاره ترانسديوسر د وينې د جريان په جهت عمود وي ترانسديوسر ته د وينې د جريان په طرف او يا د هغه په مقابل جهت نه ښکاري. نو له دي امله د $\cos 90^0 = 0$ په زاويه کې د دوپلر

تغیر نه لیدل کېږي. مونږ ولیدل چې ددي فریکونسۍ تغیر اندازه کول مونږ ته دا وس را کوي چې د ویني د جریان سرعت (V) د دوپلر د تغیر په اندازه کولو کې اندازه کېږي. ځکه چې د دوپلر التراسوند د آنځوراخستني په وخت کې تر سره کېږي، داکټر کولاي شي د آنځور اخستني په وخت کې د ترانسدیوسر د پلزونو د جهت ګیري څخه استفاده وکړي ترڅو د یوي کوچنۍ زاوي په حدوداتو کې واقع شي چې دا زاویه به 0^0 یا 180^0 وي. کوچنۍ تیروتنه د ویني د جریان په ریښتني اندازه کولو کې کومه اغیزه نه لري. په واقیعت کې د 10^0 زاوي په تغیر سره یا تر ده لږه د ویني د جریان په اندازه کولو کې یوازي د یو فیصد غلطي پایلي لري. د آنځوراخستني معلوماتو څخه هم د واقعي زاوي په تخميني اندازه کولو کې تري استفاده کېدلي شي ترڅو د ویني د جریان مقداري اندازه په لاس ورکړي.

نمونوي محاسبه : مونږ کولي شو حساب کړو چې د ترانسدیوسر او ویني د جریان ترمینځ د زاوي د ناسازګاري له امله د ویني د جریان په اندازه کولو کې څومره خطا شته. که قبول کړو چې زاویه 8^0 ده ، که چېري کوساین د 1 سره مساوي وي، مونږ کولي شو ده ته د نژدي زاویه 10^0=0.9848 دي له دي ځایه غلطي یي 1.5% ده ځکه چې :

$$\cos 0^0-\cos 10^0=1.000-0.9848=1.5\% \qquad (4.21)$$

په ورته ډول د $\cos 20^0$=0.940 کوم چې غلطي یي 6% ده ترڅو چې ترانسدیوسر په صفر درجه کې واقع شي یعني د ویني د جریان هم جهت او یا د هغه مقابل جهت کې واقع شي دا ډول خطا د ویني د جریان په اندازه کولو کې د پام وړ غلطي نه ده.

4.16 د رنګ د جریان آنځورونه:

ځني وختونه التراسوند یوازي د یوه ځانګړي حرکت څارنه کوي. د بیلګې په ډول د جنین د زړه د حرکت ضربان د دوپلر د حادثې پواسطه د مور په بدن کې د باندې څخه څارل کېدلې شي. په ورته ډول ساده دوپلر فلومتر کېدلې شي چې د الیکترونیکي وسایلو په شان چې په FM راډیوګانو کې تري د فریکونسۍ په تغیر کې په دوامداره ډول استفاده کېږي د وینې د جریان څخه د منعکسه التراسوند د فریکونسۍ د تغیر په تشخیص کې د ساده دوپلر فلومتر څخه استفاده کېږي.د جریان دا اطلاعات د وخت په تابع کولې شي د وینې په دوراني سیستم کې د وینې د جریان نقشه څرګنده کړي.څرنګه چې د فریکونسۍ تغیر د دوپلر د حادثې د امله د اوریدو وړ دي نو د یوې ځانګړې ساحې څخه د جریان اطلاعات کولای شي یو غږ تولید کړي کوم چې د تجربې په وخت کې بدلون کېږي. د مختلفو جریانو د غږ د اوریدو په اشنایي سره ډاکټر کولای شي د غیر طبعي جریان شرایط واوري.په هر صورت د وینې د جریان سرعت(V) د وینې د طي شوي فاصلې د پېژندلو د مخه اندازه کېږي. دا تخنیکونه بیل بیل د ایکو ګارډیوګرافي او د کالرفلو التراسوند په نومونو یادیږي. د جریان په اندازه کولو سره د التراسوند د آنځورونو په ډیرو نقطو کې د دوپلر اثر د څوګونو ایکو د پاره تشخیص کېداي شي. څرنګه کولای شو ټول جمع شوي معلومات نمایش ته وړاندې کړو. څرنګه چې د التراسوند دا تخنیک نه یوازي منظم یو نواخت سرعت، بلکې د تورو او سپینو آنځورونو د نقطو سرعت تشخیص کوي. که سرعت د موقیعت په تابع په نظر کې ونیول شي، ډاکټر باید په یو آنځور کې ډیرې برخې وویني. ځني اسانتیاوي په روښانه توګه اړیني دي. چې هغه باید په یوموقیعت کې

ښکاره شي. د پیچلي جریان د معلوماتو ګټوره طریقه د التراسوند پواسطه د مایع د رنګ تور او سپین آنځور د کمپیوټر په صفحه ښودل دي. دا تخنیک د کالرفلو مپینګ پنوم یادیږي. د جریان سرعت د التراسوند د آنځور په هغه برخه کې چې رنګ پکې موجود دي ښودل شوي دي. (4.22آنځور). د بیلګې په ډول د سور روښانه رنګ جریان کولای شي په لري فاصله کې ولیدل شې، پداسي حال کې چې کم رنګه سور جریان په نژدي فاصله کې د لیدلو وړتیا لري دیته ورته د دواړو رنګونو پرتله ابي رنګه جریان تر شا پاتي کیږي. له دي ځایه د جریان جهت او مقدار دواړه ډیر ژر په یو وار ښکاري.

همدارنګه ژیړ یا شین رنګ متلاشي شوي لکه د تور بولانټ یا متلاشي شوي جریانونه چې هغه په یو جهت نه دي تعریف شوي. دا انتخابي رنګ د التراسوند په تور او سپین آنځور کې چې هلته حرکت وي ډاکټر ته دا وړتیا ورکوي چې په دواړو هم په اناتومي او هم د جریان په تغیر څارنه وکړي. د بیلګې په ډول د رنګونو د آنځوراخستني څخه په استفاده کولای شو د زړه د فعالیت نیمګړتیاوي یا د وینې مهم رګونه چې هغه بند وي وڅارل شي. همدارنګه کولای شو چې د زړه د جوفونو ترمینځ(د دیوالونو) نیمګړتیاوي چې د زړه دهلیزونه او بطنونه جلا کوي، چې د مخې یې د وینې څخیدل و څاري دوینې د لویو رګونو په حالت کې لکه اورټا یا کاروتید د رګونو په یوه رګ کې د جریان تغیر چې د پلاک پواسطه بندیږي د رنګونو د آنځوراخستني پواسطه لیدل کیږي د رنګ د جریان د مکملي نقشي څخه په استفادې انجوکارډیوګرافي، د ایکس وړانګې ته ورته اجازه کوي چې د وینې د دوران د

سیستم آنځور واخلي د ایکس وړانګي د جذب د رنګ د بدلولو کنتراست د ناروغ ړوند ته ، د شریانونو یا وریدونو د لاري پیچکاري کوي.

پدي تخنیک کې د ایکس وړانګي لاندي واقع کېدل یوه اړتیا ده، او د کنتراست د محیط د پیچکاري له امله ناروغان د یو کم خطر سره مخامخ کېږي. د بدن څخه د باندي د ایکو کارډیوګرافي سره په مقایسه کې (یا په بعضو حالاتو کې د ترانسدیوسر پواسطه په ایزوپاګوس کې) د ګرځنده آنځوریزو تجهیزاتو په استعمالولو سره سرته رسیږي او د وینې په دوراني سیستم کې د خارجي موادو داخلیدو ته ضرورت نشته. دا ډول تخنیک د زړه متخصیصینو ته زمینه برابروي چې د زړه اناتومي د زړه د حرکت په وخت کې ووینې.او همدا ډول د وینې د دوران په ډیرو جزئیاتو پوهیدلي شي. د زړه او وینې د دوران د مطالعي د پاره د آنځوراخستنې د مختلفو تخنیکونو څخه استفاده کېږي چې هر تخنیک خپلې خاصې ګټې او زیانونه لري. ددي امله نشو منلي چې ایکوکارډیوګرافي دي په مکمل ډول د نورو تخنیکونو ځای ونیسي.

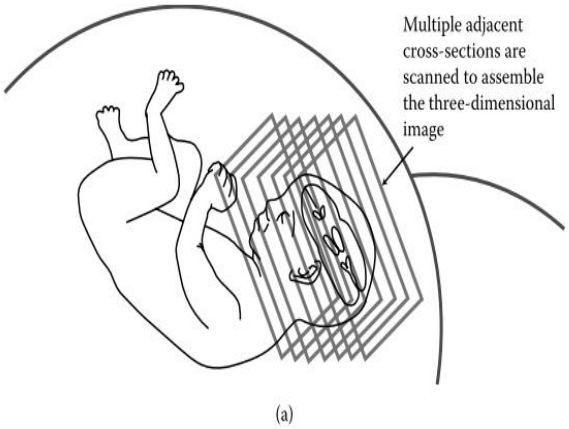
4.17 دري بعدي التراسوند

پداسي حال کې چې تشخیصي التراسوند یو جامع تکنالوژي ده، دا تکنالوژي ارزانه او د ټولو روغتونو په اختیار کې ده، په التراسوند کې پرله پسې پرمختګونه د لا زیاتو غوره آنځورونو په وړاندي کولو کې مرسته کوي. د بیلګې په ډول د غږیز موج د تمرکز کېفیت کولې شي د موج د جذب اغیزې د لوړې فریکونسۍ سره په مقابله کې مربوطه ناحیه روښانه ښي. همدارنګه په فضایي څېړنو کې پرمختګونه د کېهاني روښانه آنځورونو په ښودلو بریالي شوي دي دلته بل مهم پرمختګ د التراسوند د

آنځور د پاره د خوندي کنتراست تیاره ول دي. د بیلګې په ډول د غازاتو میکرو(کوچنۍ) پوکانې د څو میکرو متره د قطر په لرلو د آنځورونو په جوړه ولو کې د ایکو قوي سیستم تولیدوي چې په آنځور اخستنه کې ګټور دي، دا کولای شي چې په خوندي ډول د ویني د دوران سیستم معرفي کړي او دوي په بشپړه توګه د بایوډیګرید وړ دي. د نوي ځیرکه تکنالوژي په پرمختګ سره د ځنو محدودیتونو په رنګه ولو سره د التراسونډ د جذب د پاره مصنوعي جوړښتونه مینځ ته راغلي دي.

یو ددي ځیرکه تکنالوژي څخه د هارمونیکي آنځوراخستني څخه استفاده ده. چې په هغه کې د یوي فریکونسۍ التراسونډ (بنیادي) انتقالیږي، خو په څوګوني اصلي فریکونسیو (هارمونیکونه) کې د ایکو پواسطه تشخیص کیږي. د بیلګې په ډول که د کنتراست یوه ماده او په بدن کې د فریکونسۍ تغیر د اصلي فریکونسۍ دوه برابره شي د التراسونډ د آنځور اخستني دستګاه کولي شي ټیټه فریکونسۍ (د نسج د ښه کېدو لپاره) ولیږده وي. پداسي حال کې چې یوازي د لوړي فریکونسۍ په انتخاب کې ایکو مینځ ته راځي. دا ځکه چې په لوړه فریکونسۍ کې ایکو کم تغیر کوي او هڅه کوي چې ترانسدیوسر ته ورسیږي، پدي طریقه ډیر مصنوعات د مینځه ځي. کوم چې یوازي په بنیادي فریکونسۍ کې واقع کیږي، په سنتي ډول به د زړه پیژندني د آنځور اخستني د پاره د چاقي له امله مشکله وي، یا نوري موانع چې په آنځور اخستنه کې شته دمینځه وړي او ګټور ثابتیږي. پدي برخه کې بل لوي پرمختګ د اسکنرونو پرمختګ دي چې د پیچلو ګرافیکي کمپیوټرونو پواسطه مجهز شوي دي چې د بدن د مورد نظر برخي څخه د پروب پواسطه دري بعدي آنځورونه ارزاولي شي.

دا یوه ساده نظریه ده: د التراسوند هر آنځور د بدن د یوي برخي نماینده ګي کوي، د ناروغ د بدن څخه د ډیرو دري بعدي آنځورونو په اخستلو سره ، ډاکټر دا آنځورونه د بدن د نورو برخو د دري بعدي آنځورونو سره پرتله کوي (4.27aآنځور) په ډیرو اسکنرونو کې دا دري بعدي آنځورونه په یوه وخت کې لیدل کېږي. د ګرافیک کمپیوټر په عوض کېدلي شي چې په اتوماتیک ډول د ترانسدیوسر پواسطه ، یو مکمل دري بعدي آنځورچې جوړشوي دي د تلویزون په صفحه ښودل کېدلي شي چې ډیر یي یو په بل انبار دي(4.27bآنځور).دا دري بعدي آنځورونه د تلویزون په صفحه په مختلفو ډولونو ښودل کېدلي شي.او هم دا باید مشخص شي چې د کومي برخي آنځور اخستل شوي دي چې د ایکو د خاص شدت له مخي تولیدیږي. همدارنګه د زړه یا جنین مکمل آنځور د تلویزون په صفحه ښودل کېدلي شي. د سر د برخي خاصه لیدنه چې د ودي په حال کې دي او کوم چې بیا روغول شوي آنځور د صفحي پرمخ ښکاره لیدل کېږي. د ښځینه ولادي التراسوند په سکښن کې دا معلومیږي چې جنین د مور په ګیډه کې په مناسب وضیعت کې پروت دي.



4.27آنځور (a) دا د دري التراسوند د آنځورونو د راټولو د اسکنر شکلیزه تشریح ده چې ډیر کراس سکشنل آنځورونه راټولوي . (b) د بارداري په 32 اونیو کې د یوه جنین څخه دري بعدي آنځورونه جوړه وي . (Reproduced with permission courtesy of Horst Steiner, M.D.)



(b)

4.27آنځور (په دوام)

په ورته ډول کمپیوټر چې د تشخیصي وسایلو سره ترلې دي د ناروغیو په تشخیص کې د بدن د جوړښتونو څخه یوه برخه لکه اسکلیټ ښکاره کوي او د آنځور د پیچېده ګي د نورو برخو څخه صرف نظر کېږي. هیره ول یې اسان دي، پداسې حال کې که دي پرمخ تللي تکنالوژي ته پام وشي د التراسوند د آنځوراخستني د مخي د ایکو پواسطه لیدنه ساده نظریه بریښي، خو دا تکنالوژي ډیره پیچېده خو ګټوره ده چې شوپرکانو ته په شپه او په بحري صنعت کې د بیړیو د پاره د حرکت زمینه برابره وي.

4.18 ګرځنده التراسوند– د نړۍ دپرمختګ د پاره مناسبه تکنالوژي ده

د التراسوند د آنځور اخستني ګرځنده وسایل ځني وخت په مارکټونو کې موجود وي، پدې اواخرو کې د تسلي بخش سائز د معیاري آنځورونو د څرګنده ولو وړتیا لري. د بیلګې په ډول اوسني دا ډول واحدونه کولاي شي چې د لیپ ټاپ کمپیوټر په شان د څو پونډه په وزن چې یوازي بطري کاروي د التراسوند د تولید دا ډول وسایل په اساني سره ګرځول کېدلي شي. په پایله کې اوس د التراسوند آنځوراخستنه کولي

شي په مختلفو ځايونو کې د هغه جملي څخه د طبابت په اضطراري حالاتو او د وترنري په طبابت کې تري استفادې کېږي (4.28aآنځور). التراسوند څخه د استفادي يوه بله مهمه برنامه د اقتصادي پرمختګ په حال هيوادونو کې د التراسوند څخه په آنځور اخستنه کې مطلوبه استفادې کېږي. ځکه چې هلته د طبي خدماتو مراقبت او څارنه کافي نده (4.28bآنځور). نړيوال روغتيايي سازمان د ډيرو دلايلو د مخي د التراسوند د آنځور اخستني تکنالوژي د ودي په حال کې د هيوادونو د پاره د طبي خدماتو د مراقبت ضروري وسيله پيژني. دا ځکه چې ددي تکنالوژي خدمات د مقناطيسي ريزونانس (MRI) يا د کمپيوتيد توموګرافي(CT) آنځور اخستني په نسبت ارزان تر دي، اوطبي مراقبت په ارزانه توګه څاري.


(a)

4.28آنځور (a) ويترنران کولي شي د انتقالي بطريو د التراسوند اسکنر په حيواني کلينکونو او په پرانو لري ساحو کې وکاره وي . (b) دا سپک وزنه سکنرونه کولاي شي د اقتصادي ودي په حال کې هيوادونو کې وکاره ول شي . ځکه پدي هيوادونو کې د برقي انرژي منابع د اعتماد وړ ندي . او نور دا ډول تشخيصي آنځوريز وسايل ډير ګران او استعمال يي مغلق او لاسته راوړل يي هم سخت دي . (Reproduced with permission courtesy of sonosite, Inc.)

د پورته قابلیتونو په لرلو سره د انتقال قابلیت یې پدې معنې دي چې دا واحدونه د ښارونو څخه په ډیرو لرو پرتو سیمو کې ځای پر ځای کېدلې شي، همدارنګه دا واحدونه د برقي انرژي مناسب ځواک ته اړتیا لري(دا مرستندویه واحدونه کولای شي خپل هدف د برق د انرژي له پلوه په دوامدار ډول تامین کړي). د التراسوند اسکنرونه په کلینیکونو او روغتونونو کې پراخه ځای ته اړتیا نه لري او د ازادي فضاء څخه استفادې نه کوي. د التراسوند آنځوراخستنه دري بعدي معلومات د ایونائیز وړانګو په غیر د ایکس وړانګې په مقایسه په لوړ کېفیت چمتو کوي.



(b)

4.28آنځور (په دوام)

او دا د شخص په توانایي پوري اړه لري چې د هغه پواسطه ولادتونه، د زړه او د وینې د دوران سیستم او نور تخصصي د اړتیا وړ کارونه پرې وځاري. د التراسوند معاینه په لږ وخت کې د ډیرو اهدافو د پاره ترسره کېږي.

په روغتیایي عمومي برنامه کې په ګرځنده کلنیکونو کې په غریبو کلیوالي سیمو کې په طبي خدماتوکې د التراسوند د سکیننګ څخه استفاده کېږي د هغه ځایه چې آنځورونه ذاتآ ډیجیټالي دي د لرې پرتو کلیوالي سیمو ډاکټران کولای شي د لرې

فاصلي څخه د انټرنيټ د لاري د مجهزو روغتونونو د ډاکټرانو سره په رابطه کې د لا زياتو معلوماتو حمايت لاسته راوړي.

په اوسني وخت کې چې يو محدويت تر سترګو کېږي هغه د التړاسونډ په معاينه کې د ډاکټرانو او سونوګرافرانو کمبود دي. (JUREI) د جعفرسن د التړاسونډ د زده کړې او څېړني د موسيسي برنامه www.Sonoworld.com د زده کړي منابع وړاندي کوي په خاص ډول د هغه ډاکټرانو او تکنالوجستانو د پاره چې په مورد علاقه هيوادونو کې د شاګردانو د پاره د متحده ايالاتو د برنامي د طريقه د لري فاصلي څخه تدريس کېږي. د يوي خاصي ځانګړتيا له مخي چې ښوونکي ته د تدريس پنوم يادېږي، په التړاسونډ کې هيواد ته د راستانه شوو ډاکټرانو روزنه کوي او د دوي مرسته نورو ته ددي زده کړي انتقال شامل دي. په زرهاوو ډاکټرانو ددي برنامي د لاري زده کړي کړي دي او د ډېرو معلوماتو سره ستانه شوي دي.

SUGGESTED READING

E. CarrEverbach, “Medical diagnostic ultrasound,” Phys. Today, pp. 44–48, March 2007.

Frederick Kremkau, “Seeingisbelieving?Sonographic artifacts,” Phys. Today, pp.84–85, March 2007.

Textbooks for learning more about the details of ultrasound imaging

Frederick W. Kremkau, Diagnostic Ultrasound: Principles, Instruments, and Exercises. W.B. Saunders, Philadelphia, 2006.

Hylton B. Meire and Pat Farrant.Basic Ultrasound, John Wiley & Sons, New York, 1995.

T. Szabo, Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out. Elsevier Academic Press, Burlington, MA, 2004.

References on obstetrical diagnostic ultrasound and studies of ultrasound safety

S.B. Barnett, G.R. terHaar, M.C. Ziskin, W.L. Nyborg, K. Maeda, and J. Bang, “Current status of research on biophysical effects of ultrasound,” Ultrasound Med. Biol., Vol. 20 (1994), pp. 205–218.

Bioeffects and Safety of Diagnostic Ultrasound, American Institute of Ultrasound in Medicine, Rockville, MD, 1993.

J.D. Campbell, R.W. Elford, and R.F. Brant, “Case-control study of prenatal ultra-sonography exposure in children with delayed speech,” Can. Med. Assoc. J., Vol. 149 (Nov. 15, 1993), pp. 1435–1440; see also related correspondence in the same journal, Vol. 150 (March 1, 1994), pp. 647–649.

B.G. Ewigman, J.P. Crane, and F.D. Frigoletto, “Effect of prenatal ultrasound screening on perinatal outcome,” New Engl. J. Med., Vol. 329 (1993), pp. 821–827.

E.A. Lyons, C. Dyke, and M. Toms, “In utero exposure to diagnostic ultrasound: a six year followup,” Radiology, Vol. 166 (1988), pp. 687–690.

John P. Newnham, Sharon F. Evans, Con A. Michael, Fiona J. Stanley, and Louis I. Landau, "Effects of frequent ultrasound during pregnancy: a randomised controlled trial," Lancet, Vol. 342 (Oct. 9, 1993), pp. 887–891; see also related correspondence in the same journal, Nov. 27, 1993, pp. 1359–1361; and Jan. 15, 1994, p. 178.

A. Saarri-Kemppainen, O. Karjalainen, P. Ylostalo, and O.P. Heinonen, "Ultrasound screening and perinatal mortality: controlled trial of systematic one-stage screening in pregnancy. The HelsinkiUltrasound Trial," Lancet, Vol. 336 (1990), pp. 387–391.

P.C. Scheidt, F. Stanley, and D.A. Bryla, "One-year follow-up of infants exposed to ultrasound in utero," Am. J. Obstet. Gynecol., Vol. 131 (1978), pp. 743–748.

C.R. Stark, M. Orleans, and A.D. Havercamp, "Short- and long-term risks after exposure to diagnostic ultrasound in utero," ObstetGynecol., Vol. 63 (1984), pp. 194–200.

Electronic resources

Dr. Joseph Woo's website on obstetrical ultrasound imaging: http://www.obultrasound.net/.

Mark Deutchman, ed., with John Hobbins, Obstetrical Ultrasound: Principles and Techniques CD-ROM, SilverPlatter, Norwood, MA. (Peer reviewed by the American Medical Association.)

A review of three-dimensional ultrasound imaging techniques

Horst Steiner, Alf Staudach, Dietmar Spitzer, and Heinz Schaffer, "Three-dimensional ultrasound in obstetrics and gynaecology: technique, possibilities and limitations," Hum. Reprod., Vol. 9 (Sept. 1994), pp. 1773–1778.

Ultrasound surgery

J.E. Kennedy, G.R. terHaar, and D. Cranston, "High intensity focused ultrasound: surgery of the future?" Br. J. Radiol., vol. 76 (2003), pp. 590–599.

History of ultrasound

Edward Yoxen, "Seeing with sound: A study of the development of medical images," in The Social Construction of Technological Systems: New Directions in the Sociology and History of

Technology. Bijker W., Hughes T., Pinch T. (eds). The MIT Press, Cambridge, MA. 1987: 281–303.

پوښتنې:

4.1 س. د التړاسونډ د سکن په وخت کې د پیښو ترتیب رسم کړي، او په کې هغه د التړاسونډ د پلزونو د حرکت جهت معلوم کړئ او وښایئ چې په وروستۍ مرحله کې آنځور څنګه جوړیږي. که رسمولي یې نه شي په شفاهي ډول یې تشریح کړئ.

4.2 س. پدې څېړکې کې د طرحه شوو نظریاتو په استفاده تاسي تشریح کړئ چې ولې شوپرک په شپه کې د ښکار د پاره او په بحر کې بیړۍ چلوونکې دالتړاسونډ څخه د اډیبل غږ په عوض کار اخلي کوم چې ډیر حیوانات د هغه څخه د ارتباط په تامین کې استفاده کوي.

4.3 س. مونږ په پخواني نظر د وریځو په ژورو کې د هغه غږمبهارته اندیښنه کوو پداسي حال کې چې د وریځو دا قوي غږ د ځان سره په زړه پوري خوشحالي لري. په هر صورت د وریځو دا غږ زمونږ امیدونه غوړه وي چې هغه یو ضرورت دي خو په بحرونو کې د سیلابونو د امله بیړیو ته لوي اخطار دي. پدې حالت کې ولې د ټیټې فریکونسۍ غږ په خاص ځای کې مناسب انتخاب کېږي؟

4.4 س. د لوړې فریکونسۍ استعمال تاسو ته د التړاسونډ په آنځوراخستنه کې لوړ سیمه ایز حل په لاس درکوي، واضح کړي چې ولې نشو کولي په اسانۍ سره فریکونسۍ نامحدود حد ته زیاته کړو چې د حجراتو او یا د نورو وړو جوړښتونو څخه د التړاسونډ پواسطه آنځور واخستل شي.

4.5 س. د هغه دري اغيزو نومونه واخلئ چې د التراسوند د آنځور د تخريب سبب کېږي. څنګه کولاي شو چې هر يو يې اصلاح او يا د آنځوراخستني په وخت کې د هغه څخه ځان وساتو.

4.6 س. که د زړه متخصيص په رنګ شوي ناحيه کې د دوپلر د زړه په رنګ شوي نقشه کې رنګ ونه ګوري ، ايا دا پدي معني ده چې هلته د وينې جريان نشته ؟ توضيح کړي چې ولي يا ولي نه که اړتيا وي آنځوريې وکاره وي.

4.7 س. د التراسوند ايډيالي کنتراست ماده تشريح کړئ. د ايډيالي اکوستيک امپيډانس خانګړتياوي او د غږ سرعت او نيمايي شدت د نرمو انساجو ، د وينې او نورو څه چې په وېنه کې دي مقايسه کړئ

مسايل

د غږيزو امواجو د فزيک اساس

4.1 م. (a) د تشخيصي التراسوند د آنځور اخستني وسايل په 6.0MHz فريکونسۍ کار کوي. د بدن په نرمو انساجو کې موجي اوږد والي حساب کړئ ؟ (b) په هوا کې به ددي فريکونسۍ موجي اوږد والي څومره وي؟

4.2 م.(a) په بدن کې د نرمو انساجو د آنځورولو د پاره 0.50mm موجي اوږد والي پکار دي. ددي موجي اوږد والي فريکونسې حساب کړئ ؟ (b) په ځنو نا پېژانده موادو کې 2.0MHz فريکونسې د 1.75mm موجي اوږد والي سره برابره ده په ناپېژانده موادو کې د غږ سرعت حساب کړئ؟

د ایکو شدت او د تیریدو حد یي

4.3 م. (a) د التراسونډ د ترانسدیوسر په لټونه کې د تشخیص د ساحي څخه د التراسونډ د ایکو پلزونه په 20 ملي ثانیو کې منعکس کیږي. ددي ایکو د تولید ساحه څومره وړاندي واقع ده ؟ (تاسي ممکن د التراسونډ سرعت 1540m/s فرض کړئ که څه هم پدي مسئله کې ددي مقادیرو له مخي د فاصلي محاسبه کول د انسان په بدن کې د فاصلي سره مطابقت نه لري) (b) دوه ساحي یو د بل څخه 5.0cm په فاصله واقع دي د ساحو څخه به په څومره وخت کې ترانسدیوسر ته ایکو ورسیږي؟

4.4 م. (a) د 4.2 جدول په کارولو سره د هډوکو، د مختلفو نرمو انساجو او هوا د غږیز امپیډانس قیمتونه معلوم کړئ، د منعکس شوي غږ شدت په نارمل پیښه کې د لاندي رابطو ترمینځ حساب کړي : (i) شحم او عضله (ii) هډوکي او نرم انساج (iii) هوا او نرم انساج (b) ستاسي د نتایجو د مخي توضیح کړئ چې په التراسونډ کې د مغزو په آنځوراخستنه کې دا ستونزي ولي رامینځته کیږي . (c) ددي نتایجو د مخي ووایي چې سونوګرافر د ترانسدیوسر او ناروغ د بدن د پوستکې ترمینځ ولي ژیل کاره وي .

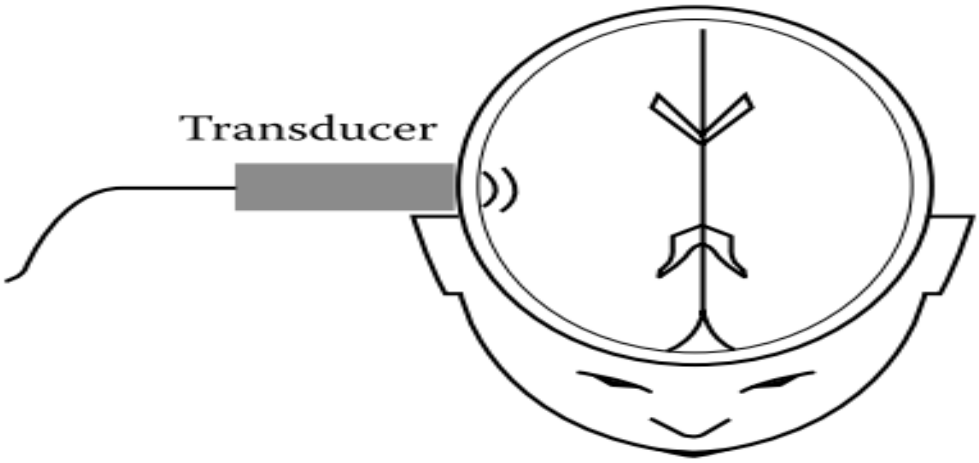
4.5 م. د التراسونډ د اسکرونو د کار په چټکتیا کې اساسي محدودیت بدن ته د غږ انتقال او ترانسدیوسرته د ایکو د راستنیدو وخت دي. پدي ستونزه کې تاسي ښایي د ګیډي التراسونډ د سکن د پاره لازم وخت اټکل کړي وي. پدي ستونزه کې تاسي کولاي شي د غږ د موجي اوږد والي څخه څوځو ځلي کار واخلي ، په ورته ډول تاسي باید د ټولي نامعلومي فاصلي او ناپیژندل شوو فکتورونو د پاره مناسب اټکل وړاندي کړئ (a) ستاسي له نظره د التراسونډ پلزونه ګیډي ته او د هغه ځاي څخه

بیرته ترانسدیوسر ته څومره وخت په بر کې نسي. ددي حد د اندازه کولو د پاره د خط کش یا متر څخه استفاده وکړئ چې دا فاصله اندازه او معلومه شي. په نرمو انساجو کې د غږ د سرعت د پاره یو ځانګړي عدد استعمال کړئ. (b) ترده وروسته تاسي ګیډي ته د یوه پلز د تګ او راتګ وخت حسابوي ، ستاسي وروستي اټکل به د التراسونډ پواسطه د ګیډي د سکن کولو تول وخت اندازه کول وي. د (a) جز د نتایجو څخه د ځانګړي شعاع د عرض په معلومولو کې کار واخلئ . یوه تقریبي نقشه رسمه کړئ چې د التراسونډ په داخلي ټول سکن کې څومره پلزونه پکار ؤ (نبایي 4.9آنځورته رجوع وکړئ) خپل استدلال توضیح کړئ. (c) د بدن کوم حرکتونه داخلي سکن د تکمیلدو سره مداخله کولاي شي؟ هغه دا چې د هغو کوم یو په زیات سرعت کې دي تر څو چې یو ځل مکمل سکن په کم وخت کې اجراء کړي.

4.6 م.د جنین د مغز سکن کولاي شي د سر د جمجمي داخلي جوړښت ښکاره کړي. د بیلګي په ډول د مغزو د دوه نیمو کرو د مینځني خط په اندازه کولو کې تري استفاده کېږي

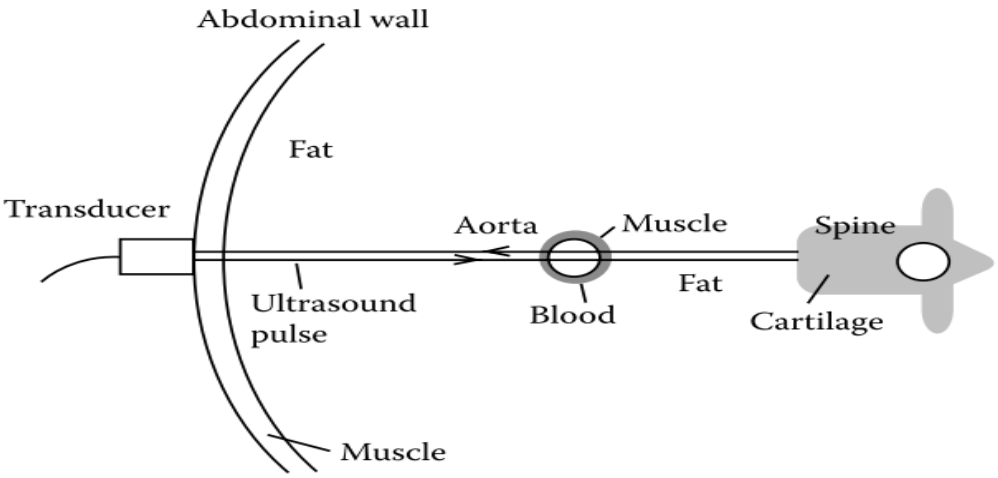
(4.6 م آنځور ته وګوري) د مغزو ددي ډول سکن په وخت کې ، د جمجمي د ښي طرف ایکو ، د $0.10x10^{-4}$، $1.26x10^{-4}$ او $2.40x10^{-4}$ ثانیو په موده کې په ترتیب سره لیدل کېږي . که د غږ د مسیر په اوږدو کې هر ځای کې چې د غږ سرعت 1540m/s وي (که په جمجمه کې د غږ د سرعت تغیر څخه صرف نظر وشي) .(Asaptedfrom General Physics, Morton M.Sternheim and Joseph W.kane, John Wiley & sons, New York, 1991,P.576) (a) د مغزو مینځني خط چیرته واقع دي په جمجمه

کې د مینځني خط د نارمل حالت سره مقایسه کړئ (b) د مغزو په دوه نیمو کرو کې ښې کومه یوه لویه ده .



4.7 م . (a) په نرمو انساجو کې د 4.7 م آنځور د مخي فرض کړئ چې د غږ سرعت (1540m/s) دي ، او د اکوستیک امپیدانس قیمتونه یې هم ښودل شوي دي. توضیح کړئ چې په نرمو انساجو کې کومه برخه په اساني سره او کومه برخه په سختي سره لیدل کېږي ، د مربوطه برخي څخه د ایکو په مسیرکې منعکس شوي شدت حساب کړئ (b) د ایکو د شدت د نقشي خاکه د وخت په تابع رسم کړئ ، او په هغه کې معلوم کړئ چې کومه ایکو د نرم نسج څخه راغلي ده .(د اساني د پاره ، فرض کړ ئ چې اصلي موج متمرکز موج نه دي تاسي په نقشه کې د جذب د مقدار په حسابولو مجبور نه یاست ، خو معلوم کړئ چې دا اثرات به ستاسي په نتایجو کوم ډول کېفي اثرات ولري)

مواد	اکوستیک امپیډانس (kg/m^2- sec)
وښه	1,660,000
شحم	1,300,000
عضله	1,650,000
غضروف	2,200,000



د التراسونډ جذب

4.8 م. که د التراسونډ د پلزونو فریکونسي 3.0MHz او موجي اوږد والي يې 0.50mm وي کولي شي چې د يو شخص په ګيډه کې د 10cm په ژور والي نفوذ وکړي چې تقريباً (97%) هلته جذبيږي. دا د التراسونډ هغه ممکنه فریکونسي په ګوته کوي چې د ګيډې د آنځوراخستنې د پاره تري استفاده کيږي. دي معلوماتو ته په کتنه ، د انسان په سترګو کې به د سترګې د ستونزو په کتنه کې به تاسي ترانسديوسر يا پروب کې به د کوم ډول فریکونسۍ او موجي اوږد والي څخه استفادې وکړئ ؟ ددي مسئلي د حل د پاره ، اول فرض کړئ چې د نرمو انساجو د پاره لاندي رابطه د غږ د فریکونسۍ او جذب ترمينځ موجود ده :

$$L = \frac{C}{f}$$

پدي رابطه کې f د غږ فریکونسي ، L هغه ژور والي دي چې په هغه کې 97% د غږ شدت جذب شوي دي ، او C يو ثابت دي چې پدي تمرين کې اندازه کيږي لومړي د

3.28(a)آنځور څخه کار واخلي او د سترګې د اړوند ابعادو څخه استفاده وکړئ تصمیم ونیسي چې په کومه فاصله کې به ګیډۍ او سترګې ته داخلیږي. تاسي خپل ځواب په یوه مثال سره واضیح کړئ. وروسته د پورته اعدادو په استعمال سره د C قیمت پیدا کړئ. اوس فرض کړئ چې د C ورته قیمت د دواړو هم د ګیډۍ او هم د سترګې د پاره د تطبیق وړ دي ، د C په قیمت د سترګې د پاره د التراسونډ نوي فریکونسي f_{eye} ده. د اپتکې معایناتو د پاره هم پکار وړل کیږي. د غږیزو امواجو کوم موجي اوږد والي (λ) د هغه سره مطابقت لري ؟ دا پایله د سترګې د واقعي ځانګړتیاوو سره مقایسه کړئ ، په آنځور کې د هغه سایز د خط کش په واسطه په تخميني ډول وټاکي. ددي فریکونسۍ پواسطه به تاسي کومي نمګړتیاوي حل کړئ؟

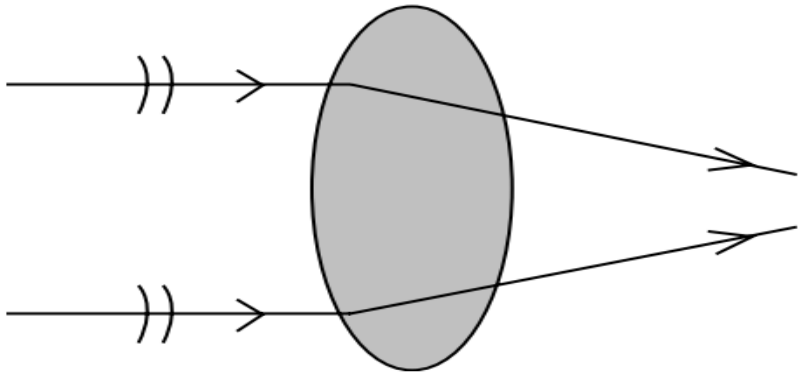
غلطه ونکې منابع

4.9 م. فرض کړي چې د تشخیصي التراسونډ سکنر پخپل کار کې غلط شوي دي ، پدي ډول چې د خپلي آنځوراخستني د محاسبي په اخرکې ، په نرمو انساجو کې په غلطي سره د غږ سرعت 1400m/s تخمینوي . پداسي حال کې چې د هغه واقع قیمت 1540m/s دي. په نتیجه کې د سرعت د مختلفو قیمتونو د اندازه کولو څخه نتیجه کیږي چې د التراسونډ سکنر د بدن د واقیعي جوړښتونو څخه غیر واقیعي جوړښتونه ښکاره کوي د سکنر غلطي چې د بدن غیر واقیعي جوړښتونه ښکاره کوي رسم یي کړئ، لویه اشتباه یي حساب کړي او پدي هکله خپل نظریات بیان کړئ.

4.10 م. په نرم نسج کې دوه مداخلي د التراسونډ غبرګون رامینځته کوي د d=1.0mm په فاصله د موج په امتداد یو د بل څخه جلا کیږي . د غبرګون د مداخلي

معیار دادي چې دوه مداخلي لږ تر لږه د پلز اوږد والي نیمایي کوي او د پلز موجي اوږد والي د یوه طول موج څخه کم دي ، د مداخلو د حل په وړاندي د کمو څخه کمه فریکونسي څومره ده ؟

4.11 م. په یاد راوړئ چې د هندسي اپتیک دقوانینو د نتایجو څخه چې د نوري امواجو د پاره په 2 څپرکې کې تشریح شوي وه د غږیزو امواجو په تشریح کې تري استفاده کیدلي شي. په 4.11 م آنځور کې وګورئ په کوم کې چې د نسجونو یوه نواخته لینز ډوله ارګان کې د غږ مختلف سرعتونه ځاي په ځاي شوي دي. کله چې غږیز امواج د دوه محیطونو په مشترک سرحد ولګیږي په مسیر کې یې تغیر راځي او انکسار کوي لکه په شکل کې چې ښودل شوي دي. تاسي په دوه مختلفو نسجونو کې د سرعت د نسبي کېفي قیمت په اړه څه ویلي شي ؟ (خبر: ددي سوال په ځواب کې محاسبي ته اړتیا نسته).



د دوپلر التراسوند

4.12 م. د 4.12 م په آنځور کې د انسان د زړه د التراسوند په درې بعدي آنځور کې د رنګ د جریان سکن شوي دي. د زړه د پاره د دوپلر د رنګونو په نقشه کې غشي داسي

رسم کړي چې د وينې د جريان سرعت او جهت څرګند کړي پدې نقشه کې د لاندې کليدي رنګونو څخه استفاده وکړئ.

ابي رنګ = کم جريان

سور رنګ = د وينې زياتيدونکې جريان

زيړ او شين رنګونه = توربولانس.

(سپين رنګونه د وينې د جريان لوړه اندازه .)

د وينې د جريان د جهت د ښودلو د پاره غشي وکاره وي ، او د غشي اوږد والي د جريان د سرعت د څرګنده ولو د پاره وټاکي . توضيح کړئ چې ولي جريانونه مختلف جهتونه لري چې تاسي په نقشه کې ښودلي دي

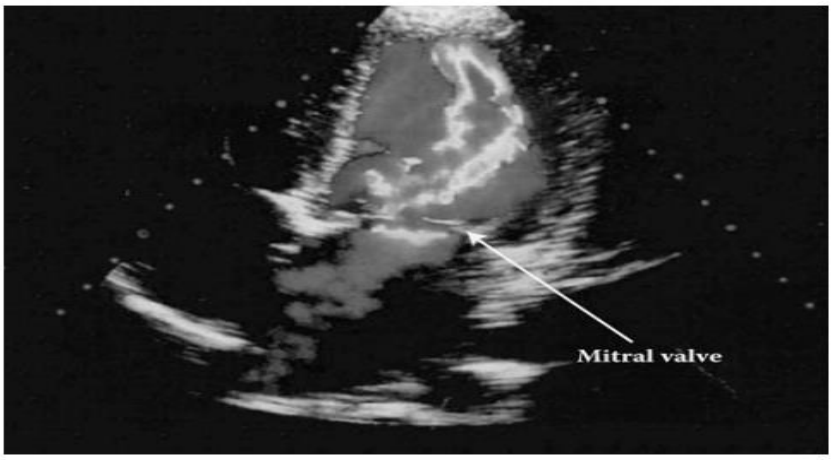


Figure P4.12 (See color figure following page 78.)

4.13 م.د 3.0MHz يو موج د 30^0 په زاويه د وينې رګ ته واردېږي که پدې حالت کې د وينې د جريان سرعت 30 cm/s وي په فريکونسۍ کې يې تغير حساب کړئ؟ د خپل تصور د اندازه کولو د پاره يوه هندسي نقشه رسم کړئ. پدې کې د فريکونسۍ تغير څو سلنه دي ؟ په فريکونسۍ کې يې تغير څومره دي؟

4.14 م. د زړه د ناروغيو متخصيص 3.5MHz التراسوند سکنر کاره وي ترڅو په مرسته يي د دوپلر په فريکونسۍ کې 0.1KHz تغير وګوري ددي الي پواسطه د کمترين جريان سرعت څومره دي؟

ANOTHER USEFUL SOURCE OF PROBLEMS ON ULTRASOUND IMAGING

Frederick W. Kremkau, Diagnostic Ultrasound: Principles, Instruments, and Exercises. W.B. Saunders, Philadelphia, 1993.

دا صفحه قصداً خالي پريښودل شوي ده

5 د ایکس وړانګي آنځور: تشخیصي ایکس وړانګي او سي ټي سکن

5.1 پیژندنه:

په 1995 م کال کې د اکس وړانګي د کشف سلمه کلیزه پوره شوي ده په دې موده کې د ایکس وړانګي څخه په پر مخ تللي طبابت کې د ناروغیو په آنځوراخستنه کې کار اخیستل شویدي. او په تشخیص کې د هغه ځني پراخه استفاده کېږي. ددې کتاب هر لوستونکې به د ایکس وړانګي د پراخه استعمال له امله داسي فکر وکړي چې دي خپله یوه تشخیصي ایکس وړانګه لري څرنګه چې د امریکا په متحده ایالاتو کې په هر کال کې د لسو نفرو ځني اوه د ایکس وړانګي پواسطه تشخیص کېږي. ددې ارقامو ځني معلومیږي چې ایکس وړانګه د طبي خدماتو د پاره فعاله وړانګه ده د بدن د ځینو جوړښتونو له امله په هغه کې د التراساوند او فایبراوپټیک د نفوذ قابلیت کم دي نو د ایکس وړانګي په مقایسه د بدن د داخلي جوړښتونو په هکله دقیق معلومات نشي وکولي.

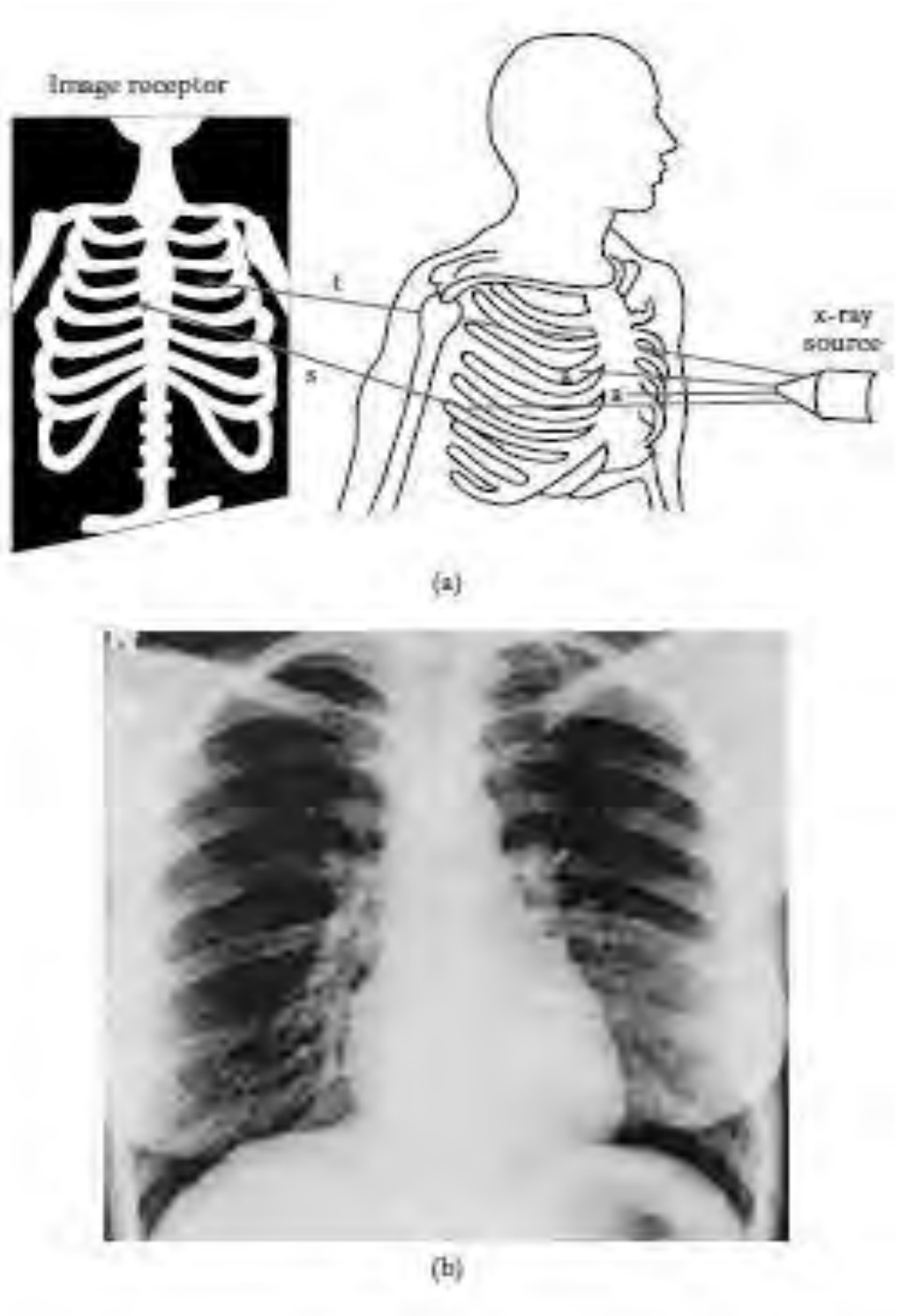
په راډیوګرافي (طبي انځورنو علم) 1970 م کال کې د پراخه بدلون کال بلل شویدي. په دې کال کې د کمپیوټید توموګرافي (CT) د پاره لاره هواره شوه او د کمپیوتري شوي ریاضي په تخنیکونو د ایکس وړانګي پواسطه دري بعدي آنځورونه وکښل شو. د CT سکنر د کشف سره سم د ایکس وړانګي پواسطه د بدن د هري برخي د آناتومي د تشریح لپاره ډیر حساس پربونه مینځ ته راغلل. د CT او MRI د ترکیب ځني (8 څپرکې) داکتران کولي شي د بدن د هري غیري عادي برخي تشریح وکړي، په دې جمله کې د مغزد وظایفو تحلیل او تجزیه هم شامله ده. په طبابت کې د کمپیوټید

توموګرافي (CT) ځني پراخه استفاده په سي ټي سکن کي د هغه څخه د استفادي پراخه زمینه برابره شوي ده. په تخميني ډول د امریکا په متحده ایالاتو کې په هر کال کې 62 ملیونه او یا ددې رقم ځني زیات خلک د کمپیوټید توموګرافي (CT) پواسطه تشخیص کېږي. په زیاتیدونکې ډول د (CT) د آنځورونو برسېره د آنځورونو په نورو طریقو لکه PET پواسطه هم د بدن د ناروغیو تشخیص کېږي.

تشخیصي ایکس وړانګي د آنځورونو د رادیوګرافي په نوم یادیږي، دا آنځورونه هغه وخت مینځ ته راځي چې د ایکس وړانګي د فوتونونو یوه برخه او یا ټوله ایکس وړانګه د بدن په یوه برخه (لکه اسکلیټ) کې جذب شي (a 5.1آنځور).

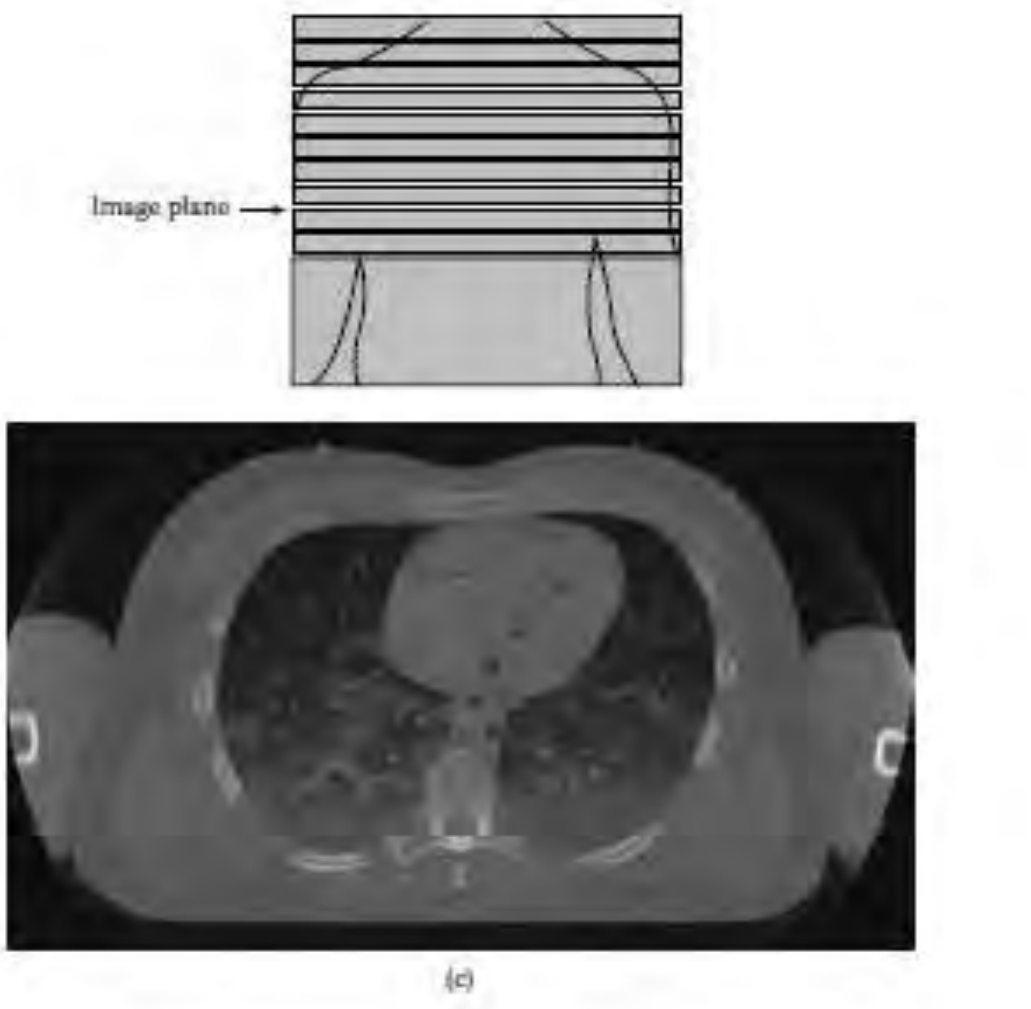
د ایکس هغه وړانګي چې په بدن کې نه جذبیږي د ډیټکتور پواسطه حس کېږي. په دې عملیه کې جوړ شوي آنځور د ایکس د ټولو وړانګو پواسطه جوړېږي چې د ایکس وړانګي په لوري کې واقع دي.

که د ایکس وړانګي په آنځوراخستنه کې یو شي د جسم د مخه او یا د هغه تر شا واقع وي دا ډول آنځور یو پر بل پوښلي ښکاري. په دې حالت کې ایکس وړانګي د ناروغي په تشخیص کې خپله ژوره اغیزه د لاسه ورکوي او د بدن د ناروغه برخي آنځور خړ او د مدور جسم په شکل رسمیږي (b 5.1آنځور).



5.1آنځور: (a) د آنځور څخه معلومږي چې په راډيو ګراف کې د ايکس وړانګې څه ډول کار کوي. د ايکس وړانګې پواسطه يو آنځور هغه وخت جوړيږي کله چې د ايکس وړانګې شعاع په جسم ولګيږي (د سينې‌آنځور، ديتکتور يا آنځور اخستونکې په حالت کښې د ايکس وړانګې فلم ته ورسيږي په بدن په مختلفو برخو کې د ايکس وړانګې د جذب د اختلاف له امله آنځور جوړيږي. د ببلګې په ډول نسبت عضلاتي اورګانونه لکه سږي او نورو ته چې د ايکس وړانګې په جذب کې هډوکي ډير موثر دي. نو په فلم کې د سيني هډوکي د ترمو انساجو په نسبت په واضح ډول معلوميږي. (b) د سيني د ايکس وړانګيو اقعي بيلګه د ايکس وړانګې د فلم پواسطه اخستل شوي ده چې په هغه کې د سيني پښتي او د اسکليټ نوري برخې په واضح ډول ليدل کيږي زړه د آنځور په مينځکې ښکاري.

(Reproduced with permission courtesy of John H. Juhl and Andrew B. Crummy, eds., *Paul and Juhl's Essentials of Radiologica Imaging*, J.B. Lippincott, Philadelphia, 1993.)



(c) د سيني مقطعي سي تي اسکن د زړه د ليول سره په افقي محوري مستوي کې اخستل کېږي د ملا تير د آنځور په لاندني برخه کېدي، او زړه د آنځور په پورتني مرکزي برخه کې پروت دي

(Used with permission courtesy of the National Library of Medicine's Visible Human Project, at http://www.nlm.nih.gov)

دا پورته عمليه د عکاسي د عادي کمرو د عملياتو سره توپير لري، که په روايتي ډول دا کمري د ايکس وړانګي آنځورونو د پاره استعمال شي نو په دې کمرو کې د نور د جمع کولو لپار د لينزونو ځني کار اخلي ترڅو د جسم ځني په فلم نور متمرکز کړي، خو د ايکس فوتونونو آنځور د ايکس د نا متركز شوو فوتونونو غيرفعال سيوري دي او د فوتونونو په راټولولو کې د لينزونو استعمال ته پکې اړتيا نشته. د دوهم څپرکي د معلوماتو له مخې څرنګه چې د هغه قيمتونه په تقريبي ډول د ټولو موادو لپاره يوشان دي. نو ددې ډول الاتو ځني د ايکس وړانګي په آنځورونو کې استفاده نه

کېږي. تشخېصي ایکس وړانګي د چاپ سره په مشابه ډول رامینځ ته شوي دي لکه کوچنیان چې د کاغذ پر مخ د آنځورونو ځنې شیان ږدي او بیا د لمر د وړانګو په مرسته د کاغذ په مخ غیري واضح برخي پیژني د ایکس وړانګي د ډیرو ګټو سره سره بیا هم په اجسامو کې د ایونایز کولو قابلیت لري، چې د ځنو خطراتو څخه خالي ندي په اووم څپرکي کي دا مسله توضیح کیږي چې څرنګه کولي شو د هغه د ایونایز قابلیت کم کړو او اغیزي یې څه ډول وارزول شي. په طبابت کې د تشخیص او درملنې له مخې ددې وړانګو په استعمال تاکید شوي دي.

مونږ به په دې څپرکې کې لومړي دا معلوم کړو چې د تشخېصي ایکس وړانګي پواسطه څه شي اندازه کېږي : هغه دا چې په بدن کې د بدن د انساجو سره ددې وړانګي د تصادم څرنګوالي، د بدن د مختلفو برخو د اندازه کولو عوامل، د بدن د نابرسېره ارګانونو برسېره کول، د ایکس وړانګي د تولید طریقه او ددې وړانګي د شتون د معلومولو لپاره کوم ډول پلټونکې الي کارول کېږي، همدا ډول د ښځو د تیونو د سرطان ماموګرافي ده.

په پای کې به د ډیجیټل ایکس وړانګي او سي ټي سکن ځواکمنه تکنالوژي د هغه په ټولو جزیاتو سره وپیژندل شي . ددې څپرکې په پای کې به د اوستوپروسیز سکیننګ د تخنیک طرېقي توضیح شي.

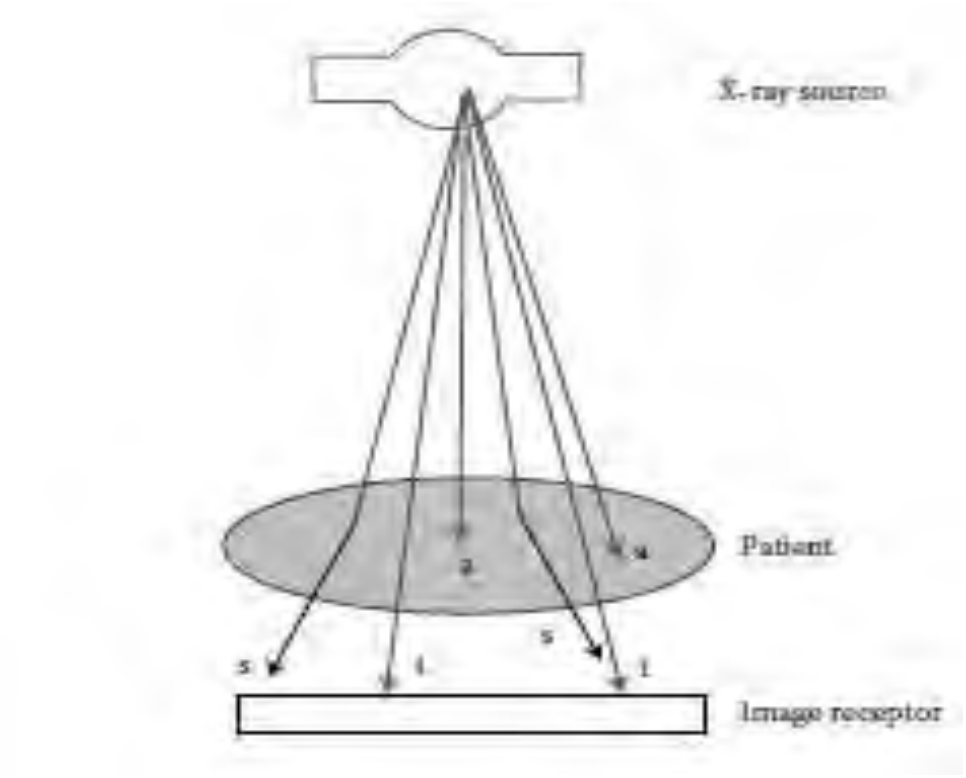
5.2 تشخېصي ایکس وړانګه: د بدن د ایکس وړانګي سیوري

د ایکس وړانګي او ګاما وړانګي پر انرژي فوتونونه دي چې موجې اوږدوالي یې د 10nm ځنې کم دي او انرژي یې د سپین نور د فوتونونو پرتله څو برابره زیاته ده. د

3.1 جدول ځني معلومیږي چې ایکس وړانګې د الکترومقناطیسي امواجو د وسیع طیف یوه برخه ده. په طبي فزیک کې په عمومي ډول د ایکس وړانګې اصطلاح داسي پر انرژي فوتونونو ته کارول کېږي چې په دومداره ډول د ایکس وړانګې دتولید د منبع ځني خپریږي، د رادیواکتیف مادي د تجزي په وخت کې د خاصي انرژي فوتونونه خپریږي چې د ګاما وړانګې په نوم یادیږي (6 څپرکی).

(په طبي فزیک کې د ایکس وړانګې او ګاما وړانګې تعریفات ددې وړانګې د پاره د نورو فزیک پوهانو د تعریفاتو سره توپیر لري. د فزیک په تکس بوکونو کې داسي ښودل شوي ده چې د ګاما وړانګې د ایکس وړانګې پرتله زیاته انرژي لري خو بیا هم ددې وړانګې د انرژي حدودات مشخص شوي نه دي).

مونږ ددې فوتونونو انرژي د الیکترون ولټ (ev) په واحد اندازه کوو د انرژي دا واحد په بدن کې د کېمیاوي رابطي متوسطه انرژي ده. د رادیو ګرافي په آنځورونو کې د هغه وړانګې ځني استفاده کېږي چې انرژي یې د 150 kev – 17 پوري وي (کېلو د زرو په معني ده).



5.2: آنځور په راډيوګرافي کې د کرس سيکشنال د آنځور اساس هندسي نظريات، يا د تشخيصي ايکس وړانګي آنځوردي د ايکس وړانګي د توليد منبع اکثرا د ايکس وړانګي تيوب دي، چې په مختلفو زاويو د ايکس وړانګه خپراوي. وړاندي له دي چې ايکس وړانګه آنځور اخستونکې ته ورسېږي په بدن کې نفوذ او حرکت کوي. هغه واقعي آنځورچې د ايکس وړانګو په واسطه جوړېږي دا وړانګي په بدن کې نه جذبيږي، هغه آنځور ته انتقال او د هغه پواسطه نيول کېږي په پورته آنځور کې آنځور اخستونکې ته رسيدونکي وړانګي د t او منحرفي وړانګي د s په تورو ښودل شويدي

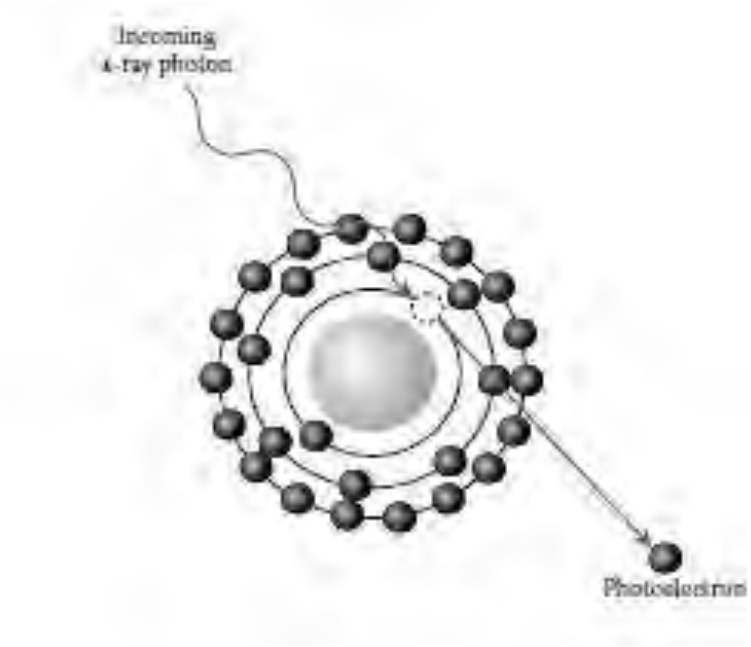
هغه فوتونونه چې د راديوايزوتوپونو په آنځوراخستنه (6 څپرکې) او د سرطاني ناروغيو په درملنه (7 څپرکې) کې استعماليږي د تشخيصي ايکس وړانګي په نسبت زياته انرژي لري. (3 څپرکې) د مرئي نور په تشريح کې معلومه شوه چې د ايکس وړانګي د لوړي انرژي فوتونونه نسبت سپين نور ته ژر جذبيږي. د فوتونونو د تصادم د مختلفو طريقو ځني به معلوم شي چې کومه طريقه يې مهمه ده دا طريقه د فوتونونو د انرژي او په ماده کې د انرژي د جذب د ځانګړتياو له مخې تاکل کېږي.

اوس د ايکس وړانګي پواسطه د آنځورنو جوړيدل مطالعه کوو. د آنځورونوهندسي اساس په (5.1aآنځور) کې ښودل شوي دي. په (5.2آنځور) کې د مقطعي آنځور د جوړېدو ټول جزيات معلوميږي. د ايکس وړانګي د توليد منبع اساساً د ايکس

وړانګي يو تيوب دي چې په مختلفو زاويوو ايکس وړانګي خپروي که يو څوک د ايکس وړانګي پواسطه معاينه کېږي نو هغه د ايکس وړانګي د توليد د منبع او ديتکتور ترمينځ راځي او آنځوريې داسي جوړېږي: د آنځور په هندسي جوړښت کې هغه وړانګي چې د جسم ځني تيريږي د آنځور په جوړولو کې رول لري او د جسم څخه مقطعي آنځور د ايکس وړانګي د توليد د منبع پواسطه جوړېږي. اکثراً د ايکس وړانګي ټيوبونه چې په مختلفو زاويو وړانګي خپروي دا وړانګي لومړي جسم ته او بيا ديتکتور ته ورځي او د جسم ځني حقيقي آنځور جوړوي دا وړانګي د جسم پواسطه نه جذبيږي خو هغه وړانګي چې په جسم کې جذبيږي د آنځور په جوړولو کې برخه نه اخلي. د ايکس استول شوي وړانګي د t ، جذب شويوړانګي د a او توزيع شوي وړانګي د s په تورو ښودل کېږي. د بدن او ايکس وړانګي ترمنځ د فوتونونو جذب، ليږد او توزيع د عمليو د تشريح څخه کولي شو چې په دريم څپرکې کې د مرئي نور شته ستونزي تشريح کړو. دلته بياهم د وړانګو د جذب، ليږد او د هغه د توزيع څخه کار اخستل کېږي. د ديتکتور پواسطه د ايکس د توزيعي وړانګو په شمول ټولي هغه وړانګي اندازه کېږي چې د بدن د يوي برخي ځني ديتکتور ته رسېږي (5.1bآنځور). په آنځورکې سپينه برخه د ايکس وړانګي هغه برخه ده چې ديتکتور ته په کمه اندازه رسېږي. په آنځورکې د هغه توري برخي دا څرګندوي چې د ايکس ډيري وړانګي ديتکتور ته رسيدلي دي په اجساموکې د ايکس وړانګي د نفوذ په مسير کې دهغه د جذب د اختلاف له امله آنځورجوړېږي. د ايکس وړانګي د آنځورونو په جوړېدوباندې د پوهيدو لپاره مونږ بايد د بدن په انساجو کې د ايکس وړانګي د جذب په قابليت وپوهېږو.

5.3 په اجسامو کې د تماس له امله د ایکس وړانګې ډولونه:

د ایکس وړانګې په تشخیصي طرزالعمل کې مونږ د هغه په انتشار او جذب پوهیدولي شو د ایکس وړانګې د فوتونونو خطرات د هغه د انرژي او د بدن په انساجو کې د هغه د نفوذ د قابلیت له مخې څرګندیږي.په دي ځاي کې مونږ د فوتو الیکتریک اغیزه تشریح کوو په دي ځاي کې د ایکس وړانګې ډیر جذب په تقریبي ډول د 25kev څخه د انرژي په ټیټه کچې کې واقع کیږي. په دې اغیزه کې د ایکس وړانګې فوتونونه د اتوم د ټیټې انرژي د الیکتروني مدار د الیکترون سره تصادم کوي. (5.3آنځور).



5.3آنځور: د فوتو الیکترک اغیزه. کله چې ایکس وړانګې یو فوتو د بدن د یو اتوم سره په تماس کې او یا د هغه پواسطه جذب شي د هغه په نتیجه کې د اتوم اوربیتال څخه الیکترون ازادیږي دا ازاد شوي فوتو الیکترون ازادانه حرکت کوي.

د ببلګې په ډول د کاربن، اکسیجن ، هایدروجن اتومونه د نرمو انساجو په جوړښت کې شامل دي، په هډوکو کې د کلسیم یو اتوم دي. په دي ځاي کې ددې امکان شته چې د اتومونو سره د تماس له امله د ایکس وړانګې ټول فوتونونه په مکمل ډول

جذب شي، اليکترون ته په مکمل ډول انرژي ورکوي او هغه د اليکتروني مدار ځني فرارکوي او د اتوم ځني ازاديږي. دا ډول ازاد شوي اليکترون د فوتو اليکترون په نوم يادیږي. هره انرژي چې اليکترون د اتوم د مدار ځني ازاد کړي د اليکترون د حرکې انرژي په نوم يادیږي په فوتو اليکتريک حادثه کې د فوتونونو ټوله انرژي فوتو اليکترون ته انتقاليږي نور نو اصلي فوتون موجود نه دي. دا ډول اليکترون په بدن کې په ازاد ډول حرکت کولي شي مخکې لدي چې ددې اليکترون انرژي جذب شي يواځې په لنډه فاصله کې حرکت کولي شي.

پاتي دي نه وي چې په مدار کې د اليکترون خالي شوي ځاي د يو بل اليکترون د نيولو په واسطه ډکيږي. هغه انرژي چې د يوه اليکترون پواسطه ازاديږي د يوه فوتون په ډول وي چې د ايکس وړانګي خواص لري، دا ډول ايکس وړانګي په بدن کې ګډوډي مينځته راوړي شي.

د جسم او د ايکس وړانګي ترمينځ د ټکرونو احتمال: د فوتونو د انتشار په وخت کې د جسم سره د ټکر له امله هغه په جسم کې په مکمل ډول جذبيږي د فوتو اليکتريک په حادثه کې په جسم کې جذب شوي فوتونونه د ايکس وړانګي د فوتونو جذب په هغه جسم کې د شته کېمياوي عناصرو تابع دي، په دې حادثه کې د اتوم په هسته کې د پروتونو يا د عنصر په مدار کې د اليکترونو شمېر مهم دي چې دا کميت د آتومي نمبر په نوم يادیږي او د z په توري ښودل کېږي. په جسم کې د فوتو اليکتريک د حادثې زيات والي د هغه د متشکله عناصرو د آتومي نمبر د z^3 تابع دي. د فوتو اليکتريک حادثه په هغه موادو کې زياته واقع کېږي چې آتومي نمبر يې لوړ وي. د

ببلګې په ډول درانده فلزات لکه سرب چې آتومي نمبر يې (z=82) دي. په هغه کې ټوله ایکس وړانګه جذبیږي نو دا ډول فلز د ایکس وړانګې د تشخیص په وخت کې د بدن د حفاظت او ساتنې لپاره کاروي.

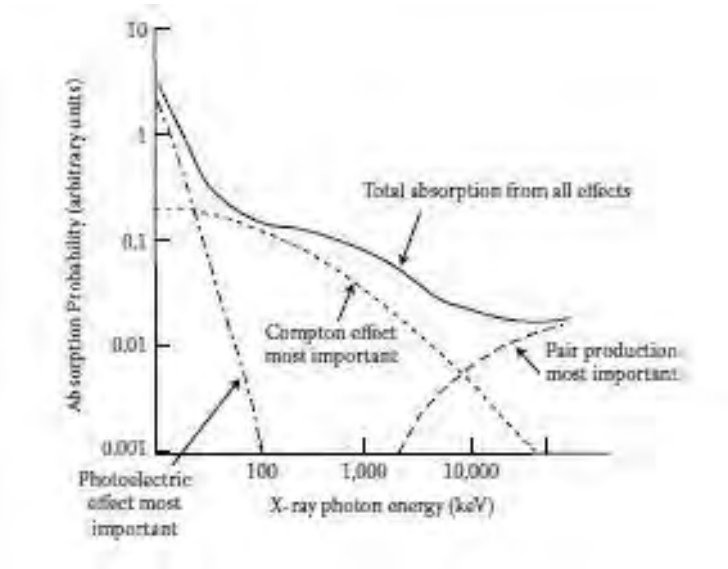
د بدن نرم انساج د هغه عناصرو څخه جوړشوي دي چې آتومي نمبرونه ټیټ وي لکه کاربن (z=6)، نایتروجن (z=7)، اکسیجن (z=8) او هایدروجن (z=1) په دې ډول اجسامو کې د فوتو الیکتریک د حادثې د واقع کېدو او د فوتونو د جذب احتمال کم دي. ځکه چې د بدن د نرمو انساجو د متشکله عناصرو متوسط آتومي نمبر (z=7.4) دي. په دې ډول نرمو انساجو کې د فوتو الیکتریک په حادثه کې د ایکس وړانګې د جذب احتمال ټیټ دي. د ببلګې په ډول د اوبو موثره آتومي نمبر(z=7.42) دي او د بدن د عضلاتو آتومي نمبر نژدې(z=7.46) دي چې تفاوت ئې نیم فیصد دي. د شحمو موثره آتومي نمبر (z=5.92) دي. په هډوکو کې د 10% کلسیم آتومي نمبر (z=20) د بدن د هډوکو د وزن له مخې د هډوکو موثره آتومي وزن $z_{bone} = 12.7$ دي. د z^3 سره په رابطه کې د هډوکو متوسط آتومي نمبر $5 = {}^3(7.4 / 12.7)$ = (دنرمو انساجو اتمي نمبر/ د هډوکې اتمي نمبر) ځلي د نرمو انساجو په نسبت د ایکس وړانګې فوتونونه زیات جذبوي. د آتومي نمبر وروسته د اجسامو کثافت د ایکس وړانګو په جذبولو کې هم رول لري. هغه اجسام چې کثافت ئې زیات دي د ایکس وړانګې سره د تصادم په وخت کې یومقدار فوتونونه جذبوي او یو مقدار د هغه ځنې تیریږي. لدې ځایه هغه اجسام چې کثافت یې زیات دي د ایکس وړانګې زیات فوتونونه جذبوي. درانده هډوکې او درانده سرب د نرمو نسجونو په نسبت زیاته ایکس وړانګه جذبوي. په

عمومي ډول د فوتو اليکتريک په حادثه کې د ايکس وړانګي انرژي په چټکې سره لوړيږي (5.4آنځور).

کله چې د ايکس وړانګي انرژي د اتوم د لوړي انرژي د مدار څخه د اليکترون د ازادولو د انرژي سره مساوي شي دا انرژي د حدي انرژي په نوم يادیږي (5.5 آنځور) دا انرژي په اجسامو کې د متشکله عناصرو د آتومي نمبر (z) له مخې ټاکل کېږي. په راتلونکو څپرکو کې به وليدل شي چې راډيولوجستان د ايکس د وړانګي د انرژي او په جاذبه ماده کې د جذب شوي انرژي د يوځاي والي د انتخاب ځني په تشخيص ايکس واړانګه کې څه ډول استفاده کوي. په هغه مختلفو عمليو کې چې د ايکس وړانګي انرژي زياتيږي يوه يې هم د کامپتن حادثه ده. دا حادثه د بدن په نرمو انساجو کې تقريباً په 25kev انرژۍ کې ډيره مهمه ده. په دې حادثه کې د ايکس وړانګي فوتون د اتوم د خارجي مدار د اليکترون سره تصادم کوي او د اتوم ځني د هغه د ازادولو لپاره اليکترون ته زياته انرژي ورکوي (5.6آنځور).

د کمپتن په حادثه کې د اتوم څخه د خارجي مدار د اليکترون په ازادولوکې نسبت فوتو اليکتريک حادثې ته کمه انرژي په مصرف رسېږي. په حقيقت کې د ايکس وړانګي انرژي د هغه انرژي پرتله چې اليکترون د اتوم د مدار سره نښلوي څو برابره زياته ده نو اليکترون ددې انرژي په لرلو د اتوم د اليکتروني مدار سره نه يوځاي کېږي. لدې ځايه نتيجه کېږي چې د فوتو اليکترون ترمينځ د تصادم لوي توپير د فوتو اليکتريک د حادثې سره شته چې په حقيقت کې د کمپتن حادثه په يوه ډنډ کې د اوبو حبابونه (ايکس وړانګي فوتون) سره ورته والي لري او يو د بل سره تصادم کوي

(ازاد شوي اليکترون په بل اتوم نښلي)، په دې ډول ترڅو چې اليکترونونه انرژي لري اليکترونونه ازادولي شي. د کمپټن په حادثه کې د اليکترون د پرله پسې تصادمونوپه نتيجه کې هر وخت انرژي دلاسه ورکوي (د فوتو اليکتريک د حادثې سره يې لوي توپير دادي چې د ايکس وړانګې د فوتون انرژي په خارجي مدار کې جذبيږي).

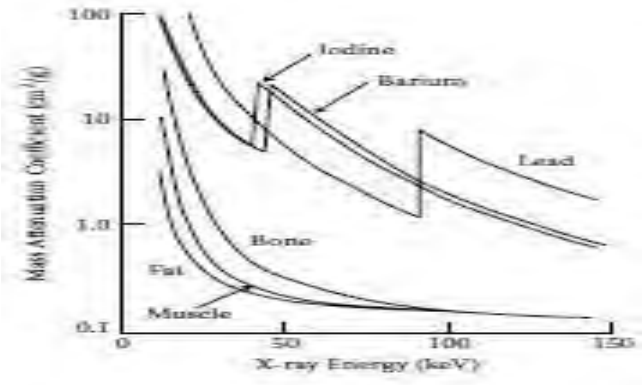


5.4آنځور: په اوبو کې د ايکس وړانګې جذب يو د هغه له دندې څخه ګڼل کېږي، چې د فوتو اليکتريک او کامپټن د حادثو تر مينځ بيلوالي او يو د بل سره مرسته کوونکې ګڼي. د ايکس وړانګې د جذب دريم ميخانيکېت د هغه په قوت او لوړه انرژي کې دي چې پرپروډکشن په نوم يادېږي ، په شپږم څپرکې کې به تشريح شي.

هر هغه فوتون چې د انرژي په ټيټ مدار کې د اليکترون د جذب له امله مينځته راځي د کمپټن حادثې بې نظمه فوتونونه دي چې د اصلي ايکس وړانګې د انتشار د جهت ځنې انحراف کوي، دا بې نظمه فوتونونه د ايکس د ثانوي وړانګې په نوم هم يادېږي چې د تشخيص په وخت کې د ايکس وړانګې آنځورونه مغشوشوي. څرنګه چې د کمپټن په حادثه کې د ايکس وړانګې فوتونونه د اتوم د ټيټې سوئې د مدار د اليکترون سره تصادم کوي او دهغه څخه اليکترون ازادوي، لدې ځايه د يوي مادي

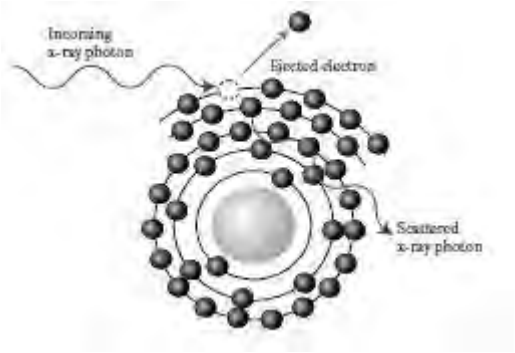
کثافت او پنډوالي دلوړي انرژي د فوتونونو په جذب کې مهم رول لري. د کمپټن حادثې په زیاتوالي سره د حدي انرژي د جذب امکان نشته لدې ځایه د کمپټن حادثه د اجسامو د کېمیاوي موادو د جوړښت له مخې مختلفه ده. ځکه کېدلي شي چې کثافت او پنډوالي یې یو د بل سره توپیر ولري خو د نرمو انساجو کثافت په تقریبي ډول یو د بل سره مساوي دي، د آناتومي د تغیراتو له مخې د کمپټن حادثه نسبت فوتوالیکتریک حادثې ته حساسه نده (5.1) جدول.

(5.4آنځور) څخه پورته مطلب داسي خلاصه کېږي چې په کومو طریقو ایکس وړانګې اوبو ته داخلیږي، په دې ځای کې باید وویل شي په هره طریقه چې اوبو ته داخلیږي په اوبو کې فوتونونه د لاسه ورکوي، په هغه کې جذب او خپریږي. مونږ د بدن د انساجو سره د ایکس وړانګې تصادم داسي خلاصه کوو: که په اجسامو کې دایکس د جذب ضریب په μ (میو یولاتین توري دي) وښودل شي چې د (1/cm) cm^{-1} په واحد اندازه کېږي.



5.5آنځور: د ایکس وړانګې د جذب د ضریب اختلاف μ/ρ د هدکو د پاره د ایکس وړانګې د انرژي سره ده، عضله او غوړ په دې حالت کې سرب (د ایکس وړانګې د مضره اثراتو څخه د حفاظتي اهدافو د پاره استعمالیږي) او د کنتراس مواد یې ایوډین او باریوم دي په پورته آنځورکې د سربو، ایوډین او باریوم کې د جذب جمپ ښودل شوي دي د ایکس وړانګې د جذب د ضریب د لاسته راوړلو د پاره هغه په کثافت کې ضربیږي. ددې کبله د هدوکو لوړ کثافت د جذب تر مینځ اختلاف، ایوډین یا سرب او نرمو انساجو ترمینځ د جذب اختلاف لکه عضله او شحم په عمل کې ډېر مهم دي

(Adapted in part from JohnR. Cameron and James G. Skofronick, *Medical Physics*, John Wiley &Sons, 1978)



5.6آنځور: د کامپټن حادثه. په دې حادثه کې د ایکس وړانګې د فوټون د تصادم له امله د اتوم د خارجي مدار څخه الیکټرون ازادیږي، د ازاد شوي الیکټرون په څایه د ایکس وړانګې فوټون نیول کږي.

جدول **5.1**: د **60kev** ایکس وړانګې د جذب ضریب او د هغه کثافت د بعضو موادو لپاره کوم چې په طبابت کښد ایکس وړانګې په آنځور اخستنه کې مهم دي		
(جذب کوونکې مواد	د جذب ضریب **60 kev**، **$\mu(cm^{-1})$**	کثافت **$\rho(g/cm^3)$**
شحم	**0.1788**	**0.91**
نرم انساج بې له شحمو څخه (عضلات، د بدن مایعات)	**0.2045**	**1.00**
اوبه	**0.2055**	**1.00**
ماغزه	**0.2061**	**1.00**
هوا	**~3×10^{-4}**	**0.00129**
هډوکې	**0.466 to 0.548**	**1.65 to 2.0**

دا واحد په اجسامو کې د ایکس وړانګې د نفوذ د منځني کچې د انرژي شدت په ګوته کوي د ایکس وړانګې د انرژي دا مقدار چې یوي خاصي مادي ته انتقالیږي، په دې ماده کې د ایکس وړانګې د ضریب کموالي په هغه ماده کې د ایکس وړانګې د انرژي کموالي دي. په اجسامو کې د ایکس وړانګې د ضریب کموالي ($1/\mu$) په هغه جسم کې د یوې تاکلي فاصلي د طي کښدو وروسته د ایکس وړانګې د نفوذ د قابلیت سره مساوي دي ($1/\mu$). ددې ضریب له مخې په دې جسم کې یواځې % 30 د ایکس

وړانګې اصلي مقدار پاتې کېږي. ټول کېمیاوي عناصر جلا جلا د جذب ضریب لري، او د بدن د نرمو انساجو برخې د کېمیا د قوانینو له مخې د ایکس د وړانګې د جذب متوسط ضریب تنظیموي. په بدن کې د ایکس وړانګې نفوذ او انتشار د ازاد شوو الیکترونونو د مقدار تابع دي. په جسم کې د الیکترونونو دا زیات والي په جاذبه ماده کې د ایکس وړانګې جذب زیاتوي. کېمیاوي جاذب مرکب مهم ځکه دي چې د ایکس وړانګې په جذب کې د اتومونو د جذب د ضریب د اختلاف له امله د جذب ثمره د عنصر د آتومي نمبر (z) تابع دي اوځرګندوي چې د ایکس وارړانګې حدي انرژي د جذب حد ته څومره نژدي ده. د فوتوالکتریک او کمپټن حادثې د خپلو ګټورو اغیزو له مخې په ځینو عواملو پورې مربوط دي لکه کثافت (gr/cm^3)، د مادي د جذب ضریب (μ/ρ) کموالي، چې د (cm^2/gr) په واحد اندازه کېږي. دا پورتنۍ کمیتونه د موادو د کېمیاوي ترکیب او د فوتون د انرژي تابع دي چې د مشبوع ایکس وړانګې پواسطه ټاکل کېږي. د ایکس وړانګې د جذب مجموعي ضریب په دې ډول دي:

$$\mu\ (cm^{-1}) = \rho\ (g/cm^3) \times \mu_m\ (cm^2/g) \qquad (5.1)$$

د ایکس وړانګې د شدت لپاره په ټولو جزویاتو دقیقه حسابي معادله ده، که د مادي ضخامت x اود جذب ضریب ئې μ وي په لاندې ډول ده:

$$I_{trans} = I_{\circ} e^{-\mu \times} \qquad (5.2a)$$

په دې رابطه کې I_0 په جسم باندې د ایکس د وارده وړانګې شدت دي په مجموع کې په دوه یا په ډیروي مختلفو محیطونو کې چې پنډ والي ئې X_4, X_3, X_2, X_1 ... او داسي

نور او جذب ضریب ئي μ_1,μ_2,μ_3,μ_4... او داسي نور وي موږ د 5.2a معادلي په واسطه په اجسامو کې د ایکس وړانګي شدت داسي حسابوو

$$I_{trans} = I_0 e^{-\mu_1 x_1}.e^{-\mu_2 x_2} e^{-\mu_3 x_3} e^{-\mu_4 x_4} \times \dots\dots\dots$$

$$I_{trans} = I_0 e^{-(\mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \mu_4 x_4 + \dots\dots\dots)}$$

په پورته رابطه کې طاقتونه په اساني سره جمع شوي دي په یو جسم کې د وارده وړانګي څخه د جذب شوي وړانګي مقدار په دې ډول حسابیږي:

$$I_{atten} = I_0 - I_{trans} \qquad (5.3)$$

دا معدله به زموږ په وروستیو بحثونو کې ثبوت شي:

نمونوي محاسبه :راځي د تیونو په ایکس ري کولو کې ځني نمونوي رقمونه حساب کړو، لومړي په تقریبي ډول د 20cm فاصلي څخه په نرمو انساجو کې څومره ایکس وړانګه تیریږي؟ 20kev ایکس وړانګي خطي ضریب $\mu=0.77cm^{-1}$ دي اوس به د محاسبي له مخې معلوم شي چې د نرمو انساجو ځني څومره ایکس وړانګه تیریږي؟

د 5.2a رابطي څخه لیکو:

$$\frac{I_{trans}}{I_0} = e^{-\mu x} = e^{-0.77cm^{-1}x20cm} = 2.1x10^{-7} \qquad (5.4)$$

دا په دې معني ده چې د 20kev په واسطه د ایکس وړانګي ډیره کوچنۍ برخه انتقالیږي، د فوتون د انرژي دا ټاکنه د تیونو د آنځور لپاره د هغه د نرمو انساجو پواسطه جذبیږي. د 60kev ایکس وړانګي لپاره د جذب خطي ضریب $0.2cm^{-1}$ دي نو موږ د 20cm لپاره :

د جدول دوام په راتلونکي صفحه کې

5.4 رابطی څخه لیکو:

$$\frac{I_{trans}}{I_0} = e^{-\mu x} = e^{-0.21cm^{-1}x20cm} = 1.5x10^{-2} = 0.015$$
$$= 1.5\% \quad (5.5)$$

دا د ایکس اصلي وړانګي د شدت ډیره کمه برخه ده چې یواځي د ایکس ورودي وړنګي 1.5% انتقالیږي. دا د 20kev په مقایسه یوه حیرانونکې پیښه ده چې د هغې په نتیجه کې د پنډو اجسامو په آنځور اخیستنه کې د لوړي انرژي فوتونونه کارول کیږي.

تر اوسه مونږ پردي بحث کوو چې د وړانګو په جذب کې هغه یواځي یوه واحده انرژي لري. خو په راډیو ګرافي کې د ایکس وړانګي جنراتور د مختلفو انرژیو فوتونونه تولیدوي چې په اجسامو کې یې د هر فوتون د نفوذ قابلیت مختلف دي. په دې حالت کې د مختلفو انرژیو طبي ایکس وړانګه د ایکس واحدي انرژي پرتله پیچلي شوي ده. دي حالت د حقیقي وضعیت د معلومولو لپاره، د نیم جذبي طبقي (HVL) د کمیتونو ځنې استفاده کیږي. نیم جذبه طبقه هغه فاصله ده چې په هغې کې 50% ایکس وړانګه په نرمو انساجو او یا په نورو موادو کې جذبیږي (5.7aآنځور).

د بدن په نرمو انساجو کې د ایکس وړانګي د داخلیدو وروسته د هغه د نیم جذبي طبقي فاصله 4-8 سانتي مترو پوري ده او تر هغه وروسته کمه جذبیږي دغه ډول فوتونونه ډیر قوي انرژي لرونکې فوتونونه دي. د ټیټې انرژي د فوتونونو د جذب انتخاب د لوړي انرژي د ایکس وړانګي د فوتونونو د تقویې سبب کیږي دا عملیه د نور د شدت د تقویې په نوم یادیږي.(5.7aآنځور)

د پاتي نيم جذبه طبقي په 4-8cm فاصله کې د ايکس وانګي د لوړي انرژي فوتونونه د 50% ځني کم جذبيږي (په پاتي نيم جذبه طبقه کې د ايکس وړانګي د پاتي فوتونونو انرژي لوړيږي).

د ايکس وړانګي د انرژي د جذب له مخې د هغه د خطراتو د مخينوي او حفاظت لپاره کېدلي شي د رياضي د ميتودونو په واسطه د ايکس وړانګي د خطر په مقابل کې ځني حفاظتي موډلونه جوړ شي ترڅو د هغه په واسطه د ايکس وړانګي شدت کم شي.

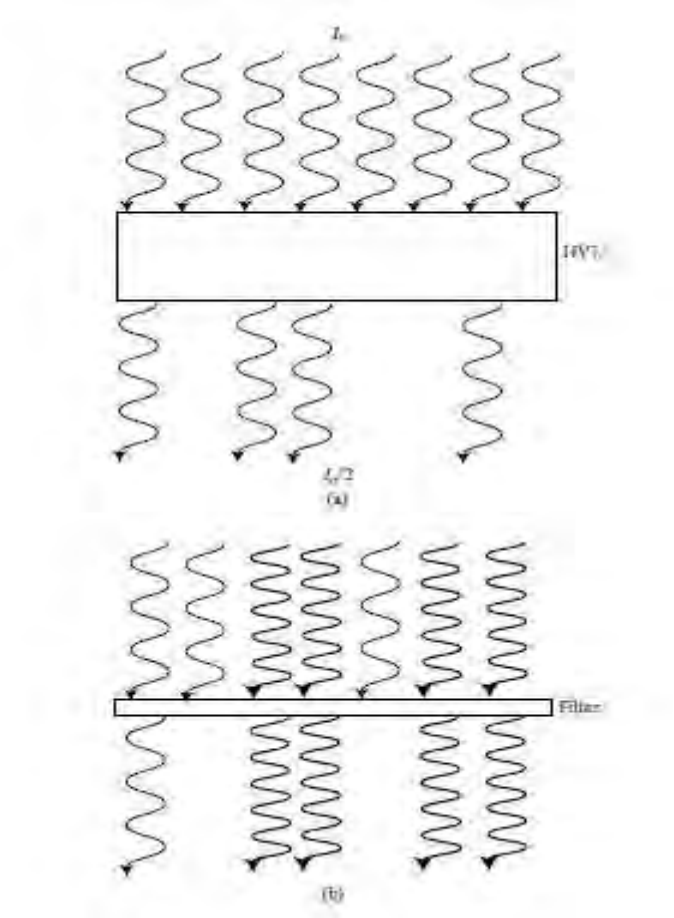
5.4 د ايکس وړانګي د آنځور جوړوني اساسي موضوع:

دري معيارونه د ايکس وړانګي د آنځور کېفيت ټاکي:

کنتراست ، ځايې روښتيا او د ايکس د فوتونونو ګډوډي چې دلته جذب او ځايې روښتيا دواړه د ايکس وړانګي د دوز سره مرسته کوي. بدن ته د ايکس وړانګي په واسطه انتقال شوي انرژي او د هغه د خطر اندازه کول، د ايکس وړانګي په واسطه د روښانه آنځورونو جوړيدل يو متوازن عمل ته اړتيا لري ترڅو د کم دوز ايکس وړانګي په واسطه تشخيصي آنځور جوړشي. ددې ډول انديښنو سره په هماهنګې کې په عام ډول ځانګړي تګ لاري شاملي دي. د ايکس وړانګي په واسطه د آنځورونو د جوړېدو لپاره مونږ کولي شو دا لوي توپير د راديوي سګنالونو په واسطه په بدن کې د دوه جلا لارو په واسطه تشخيص کړو (5.8آنځور) .

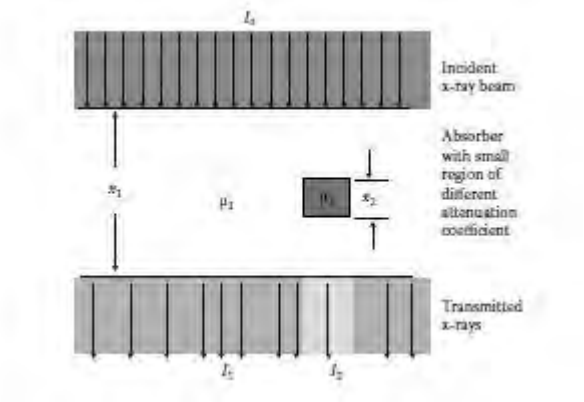
$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1} \quad \text{.....5.6}$$

I_1 او I_2 د ایکس وړانګې شدت دي چې د 1 او 2 لارو ځنې په آنځورکې داخل شوي دي په دې توګه په آنځورکې د مناسب توپیر د ترلاسه کولو لپاره کافي ده چې په یوه آنځورکې د ایکس وړانګې لیږد د جسم څخه د هغه د محیط په شاوخوا کې فرق ولري ترڅو هغه تشخیص شي په طبي آنځوراخستنه کې د ډیرو ستونزو سره لکه ماموګرافي د مناسبي فضاء او کنتراست ترمینځ توپیر یو ستونزمن کار دي.



5.7آنځور (a) د HVL تعریف (نیم ارزښت لرونکې طبقه). (b) د شعاع د سختوالي تشریح. څرنګه چې د فوتونونو د ټیټې انرژۍ ساحه په عمومي ډول د لوړې انرژۍ د فوتونونو څخه کمه ده نو لمړي په انتخابي جذب کې د ټیټې انرژۍ فوتونونو نه جذبیږي.

د ایکس وړانګې په آنځورکې کنتراست د ایکس وړانګې د فوتون، د وړانګې د تولید د منبع او آنځور اخیستونکې ترمینځ فاصله، د ایکس د پراګنده وړانګو او د جسم پواسطه د وړانګو د جذب له مخې برسې کېږي.



5.8آنځور. په راډيو ګرافي کې د کنتراست د تعريف تشريح، له مخې په دوه جهتونو د ايکس وړانګې د انتقال توپير په نظر کې نيسوچې د جذب څخه يې آنځور جوړيږي.

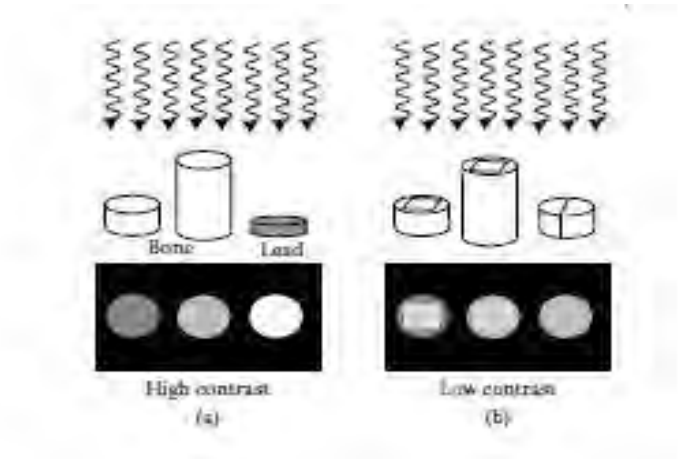
لومړي په کېفي ډول د ايکس وړانګې جذب د کنتراست په شکل په نظر کې نيسو د آنځور جوړوني دا اړخ د کېمياوي جوړښتونو له مخې د ايکس وړانګې د جذب د موادو کثافت، پنډوالي او د ايکس وړانګې د طيف د انرژي له مخې کارول کېږي. د 5.2a او 5.6 معادلو په استعمال سره مونږ کولي شو د کنتراست بيا ارزونه وکړو چې په هغې کې د کنتراست ارزښت مشخص کېږي يعني:

$$C = \frac{I_1 - \ I_2}{I_1} = \frac{I_0 e^{-\mu_{1x1}} - I_0 e^{-\pi_1(x_1 - x_2) + \mu_{2x2})}}{I_0 e^{-\mu_{1x1}}}$$

$$= \frac{I_0 e^{-\mu_{1x1}} (1 - e^{-(-\mu_{1x_2} + \mu_2 x_2)})}{I_0 e^{-\mu_1 x_1}}$$

$$= 1 - e^{-(\mu_2 - \mu_1)x_2} \qquad (5.7)$$

د ايکس وړانګې د خاصې انرژي لپاره که هغه د دوه نسجونو ترمينځ په جذب کې جلا ځانګړتيا ولري هغه په اساني يو د بل سره مقايسه کېدلې شي (5.9aآنځور).



5.9آنځورپه دې آنځورکې د هغه شرایطو نموني ښودل کېږي چې په هغو کې د (a) په آنځورکې کنتراست لوړ او د (b) په آنځورکې کنتراست کم دیچې د ایکس وړانګې په آنځورکېمینځ ته راځي د (a) په آنځورکې په جذب کوونکې ماده کې د ایکس وړانګې د جذب د خواصو له مخې په هغه ئي جذب مختلف دي. په نتیجه کې بهتر کنتراست په یوه واضح توپیر سره د ایکس وړانګو تعداد ته انتقالیږي چې د لوړ توپیر په لرلو سره کولاي شي په جسم کې د جذب د ضریب له املې تراکم مینځ ته راشي د (b) په آنځورکې د ایکس وړانګې په جذب کې د کم توپیر له املې کنتراست ډیر کم دي. دا کولاي شي په جسم کې د جذب د ضریب او د هغه د زراتو د تراکم له مخې (تقریبا ښې طرف) یا په پنډه منطقه کې ډیر نازک جذب (چپ طرف) وي

دا توپیر د هغه د کثافت ، کتلې او د جذب د ضریب د کموالي یا د جسم د پنډوالي له مخې یو د بل سره مقایسه کېږي. په 5.7 معادله کې د μ او x_2 مربوط ټول قیمتونه واضح دي. (په کم وخت کې لیدلي شو چې د نسج د محیط د پنډوالي ځنې د وړانګې خپریدل په نسج کې د وړانګې د جذب کنتراست ټیټیږي). د ببلګې په ډول د تیونو په ایکس ري کولو کې مونږ په اساني سره د نرمو انساجو په چاپیریال کې د کنتراست ریښه پیژندلي شو په 5.1b آنځورکې د کنتراست ټول معیارونه په قانع کونکې ډول ښودل شویدي. که په دوه نژدې نسجونو کې د ایکس وړانګې د جذب خواص یوشان وي نو هغه په رادیو ګرافي کې نه تشخیص کېږي ځکه چې ددوي ترمینځ د جذب توپیر یو دبل سره نشي مقایسه کېدلي. دا په ټولو نرمو انساجو کې صدق کوي (5.9bآنځور) .

د ببلګې په ډول د زړه په 5.1b آنځورکې ددي ډول کم توپیره جزویات په اساني سره لیدلي شو. که د لوړ جذب په کوچنۍ ساحه کې د کم جذب پنډ ترینه ساحه وي نو په هغه کې د کنتراست مناسب شرایط نه اماده کېږي (5.9bآنځور).

دا د مادي منرالي حالت کې هغه ذخیره ده چې د میکرو کالسیفیکشن چې د هډوکو د کلک والي په نوم یادیږي چې کولي شي په تیونو کې تومورونه معلوم کړي، همدارنګه په سږو کې وړي کتلي چې د نوډلز یا سختو دانو په نوم یادیږي چې دا هم سرطاني کتلي دي.

په هر صورت د ایکس وړانګي جذب یوه عامه موضوع ده چې په هغه کې د وړانګي د جذب د توپیر مقایسه کېدلي شي. د وړانګو خپرول، د آنځور جوړوني د دستګاه حساسیت او منظمه هندسي کړنلاره د ایکس وړانګي د آنځورونو په جوړولو کې مهم رول ترسره کولي شي. په 5.1 جدول کې د بدن د مختلفو برخو لپاره 60kev ایکس وړانګي د ضعیفه جذب د ضریب قیمتونه ورکړل شویدي. په یاد ولري چې د فوتونونو ضعیفه جذب دا ضریبونه څرګندوي چې یواځي د ټولو نرمو انساجو لپاره لکه شحم، عضله، اوبه او د مغزو د نسجونو لپاره یو دبل سره په ډیره کمه فیصدي توپیر لري. دا ځکه چې یو د بل سره یې په کېمیاوي جوړښت او کثافت کې توپیر ډیر کم دي په نتیجه کې راډیو ګرافي باید د بدن د مختلفو نرمو نسجونو ترمینځ د هغه توپیرونو سره چې ددوي ترمینځ شته او په ظاهر کې د مقایسي وړندي کاروي یې. په هډوکو کې د ایکس وړانګي د ضعیفه کولو ضریب د نرمو انساجو په نسبت د دوه چنده ځني زیات دي او دلیل یې د موثر آتومي نمبر او کثافت زیاتوالي دي د نتیجي

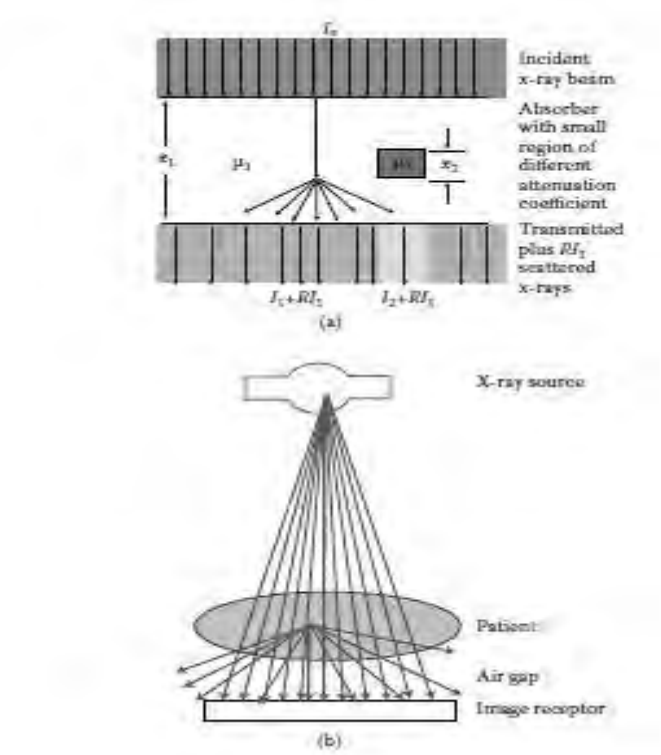
په ډول معلومیږي چې په راډیوګرافي کې اسکلیټ نظر نرمو انساجو ته ښه تشخیص کېږي. د هوا ډک سږي هم ښه تشخیص کېږي ځکه چې دبدن د نورو برخو پرتله یې کثافت ټیټ دي او هغه د بدن د نورو برخو سره په راډیوګرافي کې په واضح ډول څرګندیږي. د تیونو په ایکس ري کولو کې دا ډول آغښزي په راډیو ګرافي کې په واضح ډول معلومیږي. (5.1aآنځور).

لکه څرنګه چې په مخکني بحث کې معلوم شوچې په طبابت کې د ایکس وړانګې د انرژي په واسطه د موثره آنځورونو د لاسته راوړلو لپاره د استفادي موثره ځانګړي کړنلار موجود نده. د ښپلګې په ډول د مختلفو جوړښتونو لپاره مختلفي طریقي موجود دي او همدارنګه د بدن په پنډو برخو کې نسبت نازکو برخو ته د ایکس وړانګې زیاته برخه جذبیږي. د 5.7b آنځور ځني مونږ په واضح ډول لیدلي شو چې د لوړي انرژي فوتونونه کم جذبیږي او هغه په اساني سره په جسم کې نفوذ کولي شي دا په دې معني ده چې د بدن د پنډو برخو په آنځوراخستنه کې (د ښپلګې په ډول د تیونو ایکس ري کول) د ایکس وړانګې د لوړي انرژي د فوتونونو د انرژي ځني استفاده کېږي ترڅو د آنځور ریسپتور ته ورسېږي او دوز ئې د ناروغ لپاره محفوظ وي (برعکس د ټیټې انرژي ایکس وړانګې دیتکتور ته د رسیدو دمخه جذب یا تیت کېږي خو یواځې د وړانګې د دوز سره مرسته کوي). سره لدي چې دا ډول انتخاب د ایکس وړنګې په ضعیفوالي تمامیږي. دا عمل د کمپټن حادثې په طریقه واقع کېږي او په نتیجه یې کنتراست کمیږي . د ښپلګې په ډول د بدن د نازکترو برخو لپاره د تیونو په ماموګرافي کې د ټیټې انرژي ایکس وړانګه کاریدلي شي ځکه چې په هغه

کې د لږ پنډوالي له امله د جذب ډير امکان شته. تر ده وروسته د ټيټې انرژي د فوتونونو له امله زيات کنتراست کولي شي ډير ګټور تمام شي.

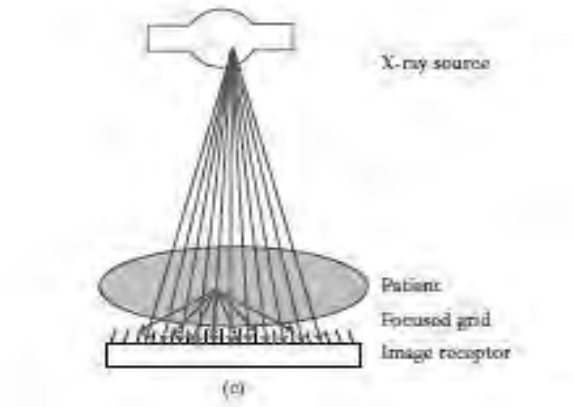
د 5.2 آنځور ځني معلوميږي چې تيت او پرک ايکس وړانګه په ريسپتور کې د ايکس وړانګې آنځور څرنګندولي شي خو بده يې دا ده چې تيت او پرک نور په اساني سره ديتکتور ته رسېږي ځکه چې ددې نور انرژي کمه ده او په مجهولو زاويوو د ايکس وړانګې په نسبت انتقاليږي. دا نور د (پرايمرئي نور) په نوم يادېږي. په عمومي ډول تيت او پرک فوتونونه د بدن ځني په نورو جهتونو حرکت کوي او ځني ئي د آنځور په ريسپتور لګيږي. د بدن په اصلي لوري د ايکس وړانګې د وړانګو معلومات له مينځه وړي. دا ايکس وړانکې په منظم ډول د آنځور د ريسپتور سره ټکر کوي د آنځور رونړوالي کموي او د آنځور کنتراست هم کموي د آنځور دا خړوالي د تيت او پرک ايکس وړانګو پوري مربوط دي او د آنځور په ريسپتور کې يې اغيزه - % 50 90% پوري ده چې په آنځورکې د تشخيص ځنو برخو ته تاوان رسوي دا اغيزه په 5.10a آنځورکې ښودل شوي ده، په کنتراست (c) باندې د تيت او پرک فوتونونو د اغيزو موډل جوړشوي دي چې د کم جذب له امله د تيت او پرک فوتونونو اضافي شدت د RI_1 په ډول ښودل شويدي (ځکه چې ټول داخلي حجم د فوتونونو د تيت پرک والي سره مرسته کوي، تيت پرک والي په زياته اندازه په کوچنيو ساحو پوري مربوط ندي) او داسي انګيرل کېږي چې د آنځور ريسپتور ته په يو نواخت ډول رسېږي او آغېزې يې دا دي چې د هغه په شدت کې تغير جذب ته تغير ورکوي، په ديتکتور کې

د ښکاره کولو سطح لوړیږي او کنتراست (C_S) یې کمیږي تیت او پرک ایکس وړانګې د ($I + R$) فکتور له امله ممکن دي:



5.10آنځور د (a) په آنځورکې، په آنځور اخستونکې کې منظمه رونتیا لیدل کیږي، د هغه په نتیجه کې کنتراست کموالي زیاتیږي (د 5.8آنځور سره په مقایسه کې) د هغه د څرنګوالي تشریح لیدل کیږي ددې په آنځورکې د جذب شوو ایکس وړانګو د اندازې کمولو د پاره د خلا په عوض د هوا څخه استفاده کیږي د (c) په آنځورکې، په آنځور اخستونکې باندې د غیري ضروري ایکس وړانګو په مخنوي کې ګراید د شبکو څخه استفاده کیږي.

$$C_s = \frac{(I_1 + RI_1) - (I_2 + RI_1)}{(I_1 + RI_1)} = \frac{I_1 - I_2}{I_1(I + R)} = \frac{C}{I + R} \qquad (5.8a)$$



د 5.10آنځور په دوام د (c) آنځور.

نمونوي محاسبه : د ايکس تيت او پرک وړانګو دا شدت او د ايکس د ټولو وړانګو د شدت نسبت چې د آنځور په ريسپتور لګيږي د تيت او پرک فوتونونو د کمښت په نوم يادیږي، که هغه په F وښودل شي نو د يوي ځانګړي معاينې لپاره F=50% دي نو بيا د شدت نمائي د آنځور په جوړولو کې د تيت او پرک وړانګو پوري مربوط دي. د کوم عامل له مخې چې کنتراست کميږي. هغه ټول شدت چې د آنځور په ريسپتور لګيږي د مجموعي انتقالي شدت او د تيت او پرک وړانګو (RI_1) د نسبت څخه عبارت دي له دي ځايه د تيت او پرک شوو فوتونونو کمښت په دې ډول دي.

$$F = \frac{RI_1}{I_1 + RI_1}$$

$$F = \frac{R}{1 + R}$$

که F=50% وي نو:

$$\frac{R}{1+R} = 50\% = \frac{1}{2} = \frac{1}{1+1}$$

چې په دې ځاي کې R مساوي 1 دي لدي وروسته مونږ کولي شو 5.8a معادله د c_s د ښودلو لپاره استعمال کړو:

$$C_s = \frac{C}{1+R} = \frac{C}{1+1} = \frac{1}{2C}$$

د داسي حالت لپاره د کنتراست قيمت د تيت او پرک فوتونونو لپاره نمائي کېږي.

د ایکس وړانګو د مهمو اهدافو څخه یو هم د هغه په واسطه د موثره آنځور ښکاره کول ، او د هغه د څرنګوالي پیژندل دي د تیت او پرک فوتونونو د مخنیوي او د مینځه وړلو لپاره چې د آنځور په اخیستونکې ونه لګیږي د مختلفو تخنیکونو څخه استفاده کیږي. د هغه ځایه چې د فوتونونو ټول حجم د هغه د تیت او پرک کېدو سبب کیږي د ضرورت سره سم په هغه برخو د ایکس د وړانګې نور بندوي چې ورته ضرورت نه وي په دي ډول د فوتونونو د تیت او پرک کېدو کموالي واقع کیږي. که د هوا فاصله د ناروغ او آنځور اخیستونکې ترمینځ موجود وي په دې حالت کې تیت او پرک وړانګې کمیږي (5.10bآنځور) .

دا ځکه چې د ایکس تیت او پرک شوي وړانګې په خپل وسیع طیف سره د بدن ځني په مختلفو زاویو چې د فوتونونو په واسطه انتقالیږي خارجیږي. نو لدي ځایه د ناروغ څخه په وړاندي فاصله کېدلي شي آنځور اخستونکې تیت او پرک وړانګې د لاسه ورکړي. د وړانګو د تیت او پرک کیدو د مخنیوي لپاره د یوي دستګاه ځني استفاده کوي چې د باکې په نوم یادیږي. (د سربو د نازکه نوارونو شبکه جدا شوي ده چې د سپکترسکوپي راډیولوسینټ د درز سره شباهت لري) دا دستګاه د بدن او آنځور اخستونکې تر مینځ ایښودل کیږي چې تیت او پرک ایکس وړانګې جذب کړي (5.10cآنځور).

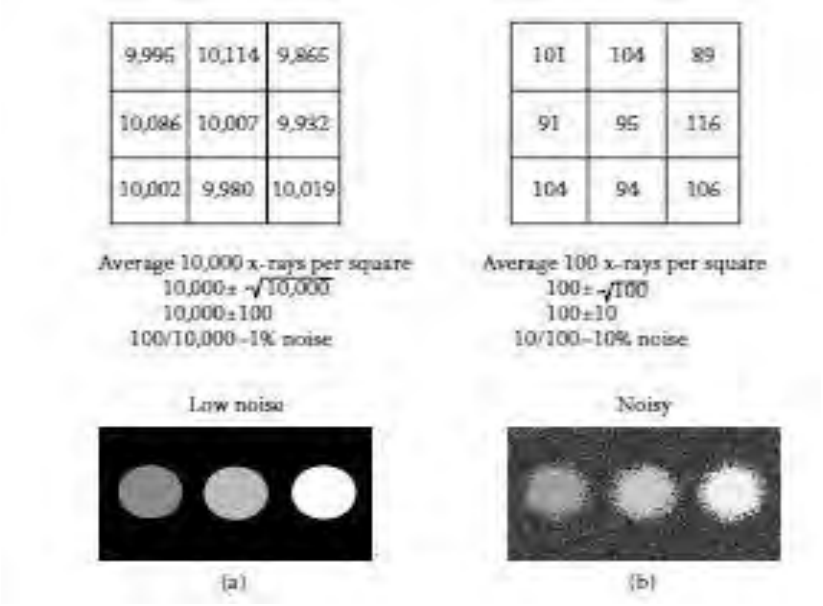
د سربو د نوارونو ترمینځ نازک کانالونه ټوله ایکس وړانګه جذبوي بې له هغه ایکس وړانګې څخه چې د ډیرو کوچنیو زاویو لاندي حرکت کوي، دا عملیه د کولیماتینګ په طریقه اجراء کیږي. بیا هم په دې نظریه کې د ایکس وړانګې د ډیر انحراف د

مخنوي لپاره د سربو په کانالونو کې د منبع د پرايمرئي ايکس وړانګې د فوتونونو د تيريدو ځني استفاده کېږي، ګرايډفوکس کولي شي د ايکس پرايمريې وړانګې چې د منبع څخه په مختلفو جهتونو خپريږي مهندسي کړي. ددې برنامې له مخې د دوزونو پواسطه د سيوري جوړيدل په خپل ذات کې يوه ستونزه ده خو شبکه له يوه طرف څخه بل طرف ته په دوراني حرکت کې آنځور اخيستونکې په يو نواخت ډول د خپلې آغښې لاندې راوړي او سيوري جوړېږي. د وړانګو تيت او پرک والي د آنځور په کېفيت کې يوائځني ستونزه نده بلکه د هغه ځايه چې ايکس وړانګه د ناروغ آنځوراخلي د آنځور اخسيتنې په اطاق کې خپريږي نو دي وړانګو ته نژدې طبي پرسونل بايد د ځان ساتنې حفاظتي تدابير ولري ترڅو د ممکنه د تيت او پرک شو فوتونونو د خطر ځني محفوظ پاتې شي تر څو دا فوتونونه د حفاظتي وسايلو په واسطه جذب شي.

په راډيو ګرافي کې د ايکس د ګډوډوي لويه منبع د احصائې د بدلون له مخې په ديتکتور باندې د نوسانې فوتونونو چې په ديتکتور لګيږي، اغيزه يې د کوانتومي ګډوډي په نوم يادېږي د لوړي درجې ګډوډي لپاره، چې غيري واضح پوښل شوي انځورونه دي د راډيوګرافي پواسطه پاې ته رسېږي واضح آنځور منعکسوي او کنتراست کميږي. (که تاسې په کم نور کې آنځور اخيستې وي امکان لري ددې ډول پېښو سره اشنايې ولري).

5.11 آنځور د دوه مختلفو سطحو لپاره دا پېښه بيانوي چې د کمي ګډوډي د شبکې چپ خواته مربع او د لوړي ګډوډي د شبکې ښي خواته مربع د ايکس د هغه وړانګو تعداد څرګندوي چې د آنځور اخيستونکې څخه کوچنيو ساحو ته انتقاليږي په اوسط

ډول د متوسطو تصادماتو تعداد د ټيټې ګډوډي د آنځور لپاره، د متوسطو تصادماتو تعداد 10000 په هره مربع کې دي. د لوړې ګډوډي په حالت کې په هره مربع کې د متوسطو تصادماتو تعداد 100دي. په هر صورت هره مربع د ګډوډي د تصادماتو يوې رښتنې تعداد ثبتوي. چې د تصادماتو متوسطه بې ثباتي په برکې نيسي. احصائيوي اندازه ګيري يې د معياري انحراف په نوم يادیږي. د معياري انحراف په واسطه د تصادماتو اندکه بې ثباتي تشريح کېدلې شي ددې وضيعت لپاره، معياري انحراف د ايکس وړانګې د تصادماتو د تعداد د جزرمربع پواسطه تشخيص شويدي. څرنګه ويلې شو چې معياري انحراف د ټيټې ګډوډي په حالت کې لوړ دي (10 vs 100) د هغه کمه متوسطه فيصدي (0.1% vs 1%) څخه کمه ده ، چې د کنتراست توپير کموي. د کوانتمي ګډوډي کمول د اعظمي شميري د ديتکتور په استعمال ، د آنځوراخستنې د وخت په زياتوالي او په ديتکتور باندې د وارده ايکس وړانګې د شدت په زياتوالي سره واقع کېږي . د تيرو دوه نمونوي محاسبو څخه معلوميږي چې په ناروغ کې د ايکس واړانګې د جذب دوز زياتيږي او د مطلوب آنځور کفيت محدودوي.



5.11آنځور د آنځور د بيلګې څخه معلومېږي چې د دوه مختلفو موسطو ايکس وړانګو اغيزه په آنځور کې د آتومي زراتو ترمينځ د ايکس وړانګو جذب د مقدار پورې مربوط دي په پورته آنځورونو کې په يو کنتراست کې د دوه مشابه اغيزې تشريح کېږي

په معمولي ډول د آنځور رونتيا (چې په راډيو ګرافي کې د بلور او انشارپ نس په نوم هم يادېږي). د آنځور په جسامت او کوچنيوالي پورې مربوط دي چې کنتراست محدودوي (5.11b آنځور). د ايکس وړانګې د منبع خواص ، آنځور اخيستونکې او د هندسي ترسيماتو د استعمال څخه استفاده چې دا ټول په آنځور اخيستنه کې د ريزوليشن په ټاکنه کې مهم دي. د آنځور د ښکاره کولو په وخت کې په حرکت راوړل کېږي د يوه ټکي (بلورينګ) سبب کېږي. ريزوليشن د دوه باريکه خطونو ترمينځ د فاصلي په کموالي خاص حالت اختياروي چې د آنځوراخستني د تخنيکونو په واسطه حل کېږي. د باريکه څيزونو د واقيعي آنځور د لاسته راوړولو بله طريقه د حسابي ټکي طريقه ده چې په مطلوبه شرايطو کې ريزوليشن د 0.1mm په اندازه په راډيوګرافي کې امکان پزير دي پداسي حال کې چې په CT سکن کې دا سايز 1mm دي.

5.5 د کنتراست رساني نرم انساج د ایکس وړانګي په واسطه مریې کوي:

د ایکس وړانګي په تشخیص کې د ګټورو لارو ځني یوه یې په نرمو انساجو کې د کنتراست د موادو څخه د بدن په نرمو انساجو کې د رادیواکتیف موادو شتون دي چې په ډیرو انساجو کې د وړانګي د جذب ورته والي څرګندوي. ضرور ده چې د ببلګې په ډول د زړه یا د معدي د یوي برخي په آنځورا خستنه کې چې هلته یې د اوبو، وینې، عضلي موثره اتمي نمبر (z) قیمتونه او کثافتونه ئي یوبل ته ډیر نژدي دي. په دې انساجو کې د ایکس وړانګي د جذب اختلاف ډیر سخت دي.

د باریم (z=56) ایودین (z=53) دا دوه عنصره د کنتراست موادو ته نژدي دي. ددې عناصرو د z لوړوالي په فوتو الیکتریک حادثه کې د ایکس وړانګي جذب نسبت نرمو انساجو ته زیات دي (5.5 آنځور). برسېره پر دي په درندو اجسامو کې د اوبو په نسبت ددې عناصرو د کېمیاوي جوړښت له مخې د ایکس وړانګي جذب زیات دي په خاص ډول د باریم او ایوډین انتخاب ځکه کېږي چې په دې عناصرو کې د ایکس وړانګي متوسط خطي جذب د (کې- ایج په نوم یادیږي). د متوسط خطي جذب کموالي د 37.4kev او 33.2kev ترمینځ دي دا په تشخیص کې د ایکس وړانګي د منځني کچې انرژي ده څرنګه چې په (5.5) آنځورکې په واضح ډول ښودل شوي ده. د ایوډین او باریم د کتلو دضریب په کموالي سره د هغوي د جذب انرژي په ناڅاپي ډول د کې- ایج تر سطحي لوړیږي، په نتیجه کې که د ایکس وړانګي د انرژي څخه استفاده په دې حدوداتو کې واقع شي د کنتراست د رساني په واسطه د ایکس وړانګي جذب زیاتیږي د نرمو انساجو په شاوخوا کې د ایکس وړانګي په جذب کې

په راډیواکتف موادو کې کنتراست زیاتیږي او موجودیت یې په راډیوګرافي کې په واضح ډول لیدل کیږي. دا په دې معنې ده چې که چیرې دبدن په یوه مخصوصه برخه کې د کنتراست عامل عمل وکړي د هغې ساحې آناتومي په اسانۍ سره لیدل کیدلې شي. د کنتراست رسانۍ داسې ډیزاین شوي دي چې غیري سمي مرکبات چې په بدن کې موجود دي که د مایع په توګه وکاربړي د آنځورونو د جوړولو لپاره کافي دي او وروسته په طبعي ډول له مینځه ځي، پداسې حال کې چې په راډیوګرافي کې هغوي خپل موجودیت د سپینو ساحو په توګه څرګندوي.

د کنتراست عامل د ایکس وړانګې جذبونکې دي او په خپله د ایکس وړانګه نه خپروي اوراډیواکتیف هم ندي. په ظاهر کې د هغه ځلا په دې معنا ده چې په راډیوګرافي کې د وړانګې جذب کوونکې ساحې په روښانه اوسپین رنګ څرګنده شي. ددې د معلومولو لپاره چې ولې د کنتراست مواد ضروردي، 5.12a آنځور په نظر کې ونیسي چې د ګډې یوه عادي راډیوګرافي په هغه کې ښودل شوي ده او اسکلیټ یې په پوره وضاحت سره لیدل کیږي، د ګډې د اورګانونو کم جزویات په هغه کې د لیدو وړ دي. په 5.12b آنځورکې د هغه سره ورته ښودل کیږي، د هغه کس څخه چې آنځوراخیستل کیږي هغه ته د معاینې له مخه د باریم اینمیا ورکړل کیږي. په نتیجه کې د باریم د کنتراست عامل په دستګاه کې خنثي کیږي او هغه د اسکلیټ په آنځور کې د راډیواکتیف موادو د اغیزو په شان ښکاري او په هغه کې موجوده ګډوډي معلومیږي.

د باریم یا ایوډین رسانه یې کنتراست د معدي په لاندني یا پاسني برخه کې نوشابه باب تنظموي ترڅو د معاینې په وخت کې په اساني سره ولیدل شي. دهواسره د باریم د کنتراست مرکب د ایکس وړانګې په زیات یا کم جذب کې مهم رول لري او دا ساحې د هغې په واسطه لیدل کېږي. څرنګه چې د باریم د کنتراست مواد د وخت په مقایسه ډیر ورو حرکت کوي نو دا هم ممکن ده چې هغه د معلوماتو ډینامیکې پرمختللي وظایف اجراء کړي. په عین ډول د ایوډین مرکبات د یوري ناري د آناتومي په مطالعه کې استعمالیږي پویې لوګرام (د پښتورګو تشخیصي ایکس وړانګه) او یوروګرام (د یوري ناري د یوي برخې ایکس وړانګه). په دې مطالعاتوکې د یوري ناري دیوي برخې د وظایفو د اجراء د مطالعې لپاره دا عامل د پیچکاري په ډول استعمالیږي. دا ډول د کنتراست رساني د ایوډین دوه ډوله عضوي مرکبات دي. دا ډول روایتي انتخاب د ایونیک عامل په نوم یادیږي، او د جزئي خطراتو د رامینځ ته کېدو مخه نیسي – حتي په مړینه کې ئي کچه په 40000 پیښوکې د 1 ځني هم کمه ده غیري ایونیک کنتراست رساني ډیري قیمته تمامیږي خو د مړیني کچه ئي هم زیاته ده او د خطراتو کموالي یې د هغه د وړانګې د شدت تابع دي.

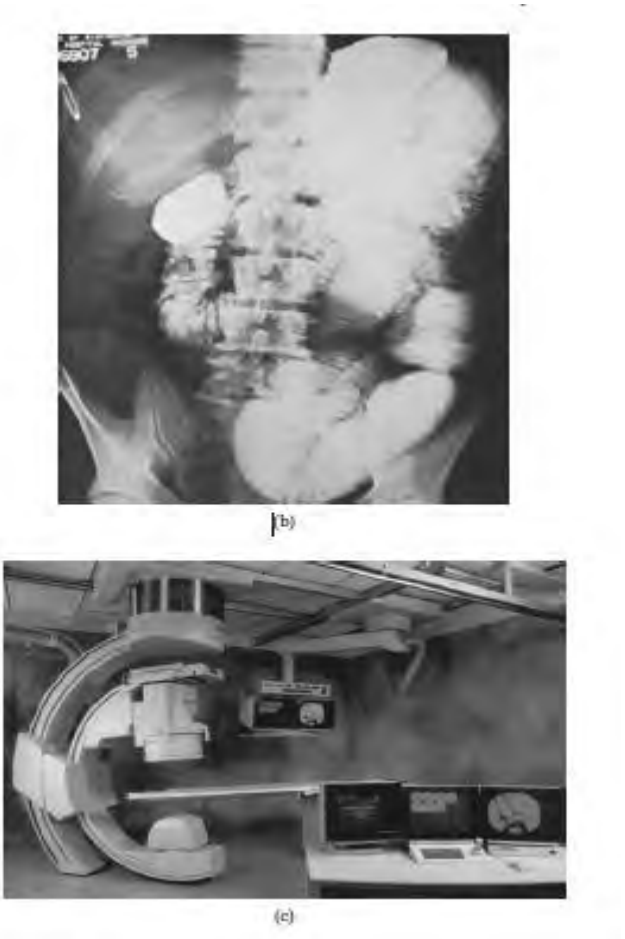


5.12آنځور. د (a) په آنځورکې د بطن نارمل راډیو ګرافي د اسکلیټ سره په کمو جزیاتو په توپیر سره معلومیږي. کولمو کې توره برخه د کولمو د هوا مربوط ده چې د خلاصو تیرونو پواسطه ښودل کېږي (b) د باریوم کنتراست د محیط په زیاتولو سره د کولمو او معدې په غټه برخه واضح لیدل کېږي.
(Reproduced with permission courtesy of John H. Juhl and Andrew B.Crummy, eds., *Paul and Juhl's Essentials of Radiologic Imaging*, J.B. Lippincott, Philadelphia, 1993.)

(c) یوه مغلقه انجوګرافي ده (.Reproducedwith permission courtesy of Siemens Medical Systems)

د ایکس وړانګې انجوګرافي ، د کنتراست د موادو په مرسته د ایکس د وړانګې په واسطه د وینې د دوران آنځوراخستنه ده دلته بیاهم د ایوډین عضوي مرکبات استعمالیږي که څه هم د زړه آنځور د سینې په معمولي راډیوګرافي کې دلیدو وړ دي (5.1a آنځور)، د وینې د رګونو د جزویاتو دلیدلو لپاره د کنتراست مواد د پیچکاري په ډول ورکول کېږي (5.12c آنځور). دا معمولاً د کتهتر څخه په استفادې د لوي وریدونو د لارې زړه ته رسوي. د هغه څخه وروسته پیچکاري په قسمي ډول سرته رسېږي، په دي طریقه کې د کنتراست د کم مقدار څخه استفاده کېږي. د ایکس وړانګې اینجیوګرافي (طلاي معیار) د زړه او وینې د دوران د آنځوراخستنې لپاره په شفاف ډول اجراء کېږي. د تشخیصي ایکس وړانګې څخه د زړه او رګونو د ناروغي په مطالعه او درملنه کې کار اخیستل کېږي. چې د امریکا په متحده ایالاتو کې ددې

ناروغي د مړني کچه د زياتيدو په حالت کې ده د ببلګې په ډول د لوي رګونو او زړه اينجيوګرافي کولي شي د ويني د شعريه رګونو په تشخيص کې تري هم کار اخيستل کېږي. د اينجيوګرافي د تخنيک په واسطه د شريانونو ناروغي هم تشخيص کېږي.



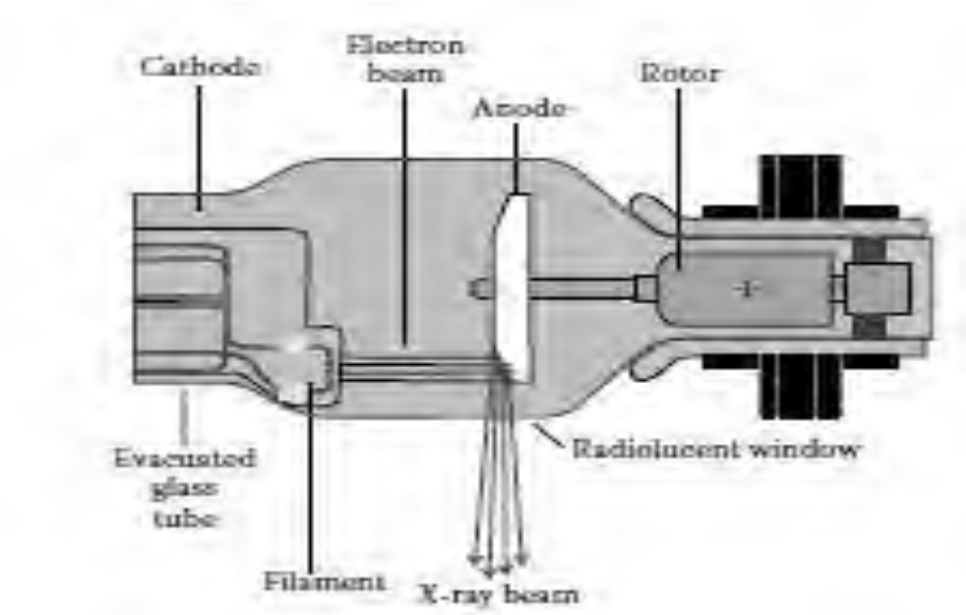
5.12آنځور ادامه

د زړه او رګونو د ناروغي په تشخيص کې دا ميتود ځکه مهم دي چې د زړه کاتيرايې زاسيون د اجراء کولو امکان اماده کوي په اوسنې وخت کې د زړه او لوي رګونو د اوپن جراحي د ډيرو ډولونو مخه نيولي ده. ددې بي خطره عملي څخه په ډول ډول عملياتو کې استفاده کېږي– د زړه د ضربان دستګاه د اينجيوپلاستي بالون په طريقه د رګونو د خلاصولو لپاره چې د پلاک په واسطه بنده شوي ده.

5.6 د ایکس وړانګي د تولید طریقه:

د ایکس وړانګي د تولید طریقه د آنځورونو د کېفیت په ټاکلو کې خاص نقش لري. په تشخېصي آنځور اخستنه کې د ایکس وړانګي څخه استفاده د ایکس وړانګي د تولید د تیوب څخه استفاده کېږي (5.13 آنځور). په دې دستګاه کې د ایکس وړانګي د تولید لپاره د تخلیه شوي تیوب او د هغه د مختلفو اجزاوو څخه استفاده کېږي چې په هغه کې برقي انرژي د ایکس په وړانګه او حرارت بدلیږي. ددې عملي په لومړي ګام کې آزاد الیکترونونه تولیدیږي په محفظه کې د تنګستن مار پیچ فیلمنټ (د رنا په ګروپونو کې شته مقاومت ته ورته دي) څخه د برقي جریان د تیریدو له امله ګرمیږي په ډیر لوړ حرارت کې، په فیلمنټ کې ځني الیکترونونه په کافي اندازه حرارتي انرژي اخلي او د فیلمنټ د فلزي اتومونو څخه ازادیږي د زیات حرارت د جوشیدو له امله الیکتروني وریځ جوړوي. د فیلمنټ د کتود څخه په معینه فاصله انود (تارګټ) موجود دي. د ایکس وړانګي په ثابت تیوب کې تارګیت ثابت پاتي کېږي. په متحرک دوراني انود کې سلوپ مانند ډسک په لوړ سرعت دوران کوي. د کتود او انود ترمینځ د لوړ ولټېج د موجودیت له امله کتود منفي او انود مثبت دي. مثبت برقي چارج د انود څخه د ازادو الیکترونونو سره جذبیږي، دا برقي قوه الیکترونونو ته د انود په طرف تعجیلي حرکت ورکوي تر څو په انود باندې د یونازک خط په ډول متمرکز شي د معیني فاصلي د طي کېدو وروسته هر الیکترون د kev په اندازه انرژي لري دا انرژي د تعجیل ورکونکې ولټېج کېلوولټس (kv) سره مساوي دي دا په واقیعت کې د یوه الیکترون ولټ (الیکترون ولټ) تعریف دي: یوالیکترون ولټ دیوه الیکترون هغه

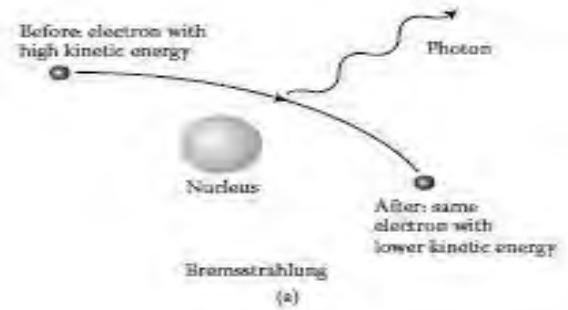
مقدار حرکې انرژي ده چې د هادي د انجامونو ترمینځ د پوتنشیال اختلاف یو ولټ او دا فاصله په تعجیلي حرکت سره طي کړي.



5.13آنځور د ایکس وړانګې د تولید دوراني تیوب

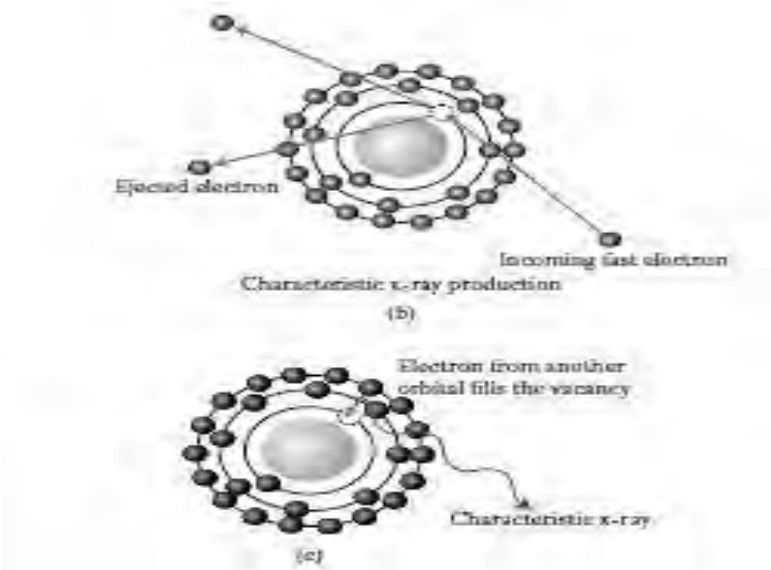
دا په دې معني ده چې د کتود – انود ولټیج د اعظمي ولټیج یا پیک کېلووولټیج (kvp) په نوم یادیږي، چې150kvدي، نو د الیکترونونو حرکې انرژي انود ته د رسیدو له مخه باید 150kev انرژي ولري (په عمل کې دا ولټیج نظر وخت ته تغیر کوي چې په دي ځای کې دقیق شوي ندي). د انود سره د تصادم وروسته، د الیکترون حرکې انرژي ازادیږي د تیوب په داخل کې د اتومونو سره په تعامل کې دي. د الیکترون د 1% څخه کمه انرژي په واقیعت کې په ایکس وړانګه بدلیږي او د هغه پاتي انرژي انود ګرموي. د احرارتي انرژي د ایکس وړانګې په تولید کې کوم رول نلري. د ایکس وړانګې په تیوب کې د ذوب د خطر په مخنیوي کې دا حرارت دتیوب څخه باید وویستل شي.په حقیقت کې، د متحرک دوراني انود منابع د ایکس وړانګې

د تولید د تیوب په ثابت تارګیت ثابت پاتي دي ترڅو الیکترونونه په هغو کې د انود په طرف حرکت وکړاي شي او د تولید شوي حرارت د زیاتوالي مخه ونیسي. دا ددې سبب کېږي چې په زیاته اندازه الیکترونونه انود ته ورسېږي. تارکېټ ذوب نشي او په زیاته اندازه ایکس وړانګي تولید شي. د دوه میکانیزمونو په واسطه ایکس وړانګه تولیدیږي چې یو ئي چټک الیکترونونه د تارګیټ سره تصادم کوي دا میکانیزم د بریمس ستهرالا نګ (المانې شعاع ورکونکې) په نوم یادیږي. په دي میکانیزم کې الیکترونونه د برقي قوي په واسطه د اتومونو د هستوسره خپله رابطه ساتي، او په تدریجي ډول یې حرکت کمیږي او د جهت په تغیر حرکت کوي. که د الیکترونو په شان یو چارج لرونکې ذره د هغه په سرعت کې تغیر واقع شي وړانګه خپروي(5.14aآنځور). د ایکس وړانګي د تولید شوي فوتون انرژي ددې میکانیزم سره تړاو لري چې یو الیکترون یې د اتوم د هستي سره د تصادم په وخت کې د لاسه ورکوي. د هستي سره د الیکترونونو وقفه ئي تصادمات د کمي انرژي ایکس وړانګي تولیدوي، په داسي حال کې چې د ایکس وړانګي اعظمي انرژي هغه وخت ممکن ده چې د تصادم په وخت کې د الیکترونونو ټوله حرکې انرژي په فوتونوبدله شي.



5.14a. آنځور بریمستلاهلانګ د اتوم د مثبت او منفي چارجونو په برقي ساحه کې د الیکترونو د تعجیل څخه تولید او خپریږي. دا انرژي د منتشره فوتونونو پواسطه انتقالیږي چې د ازاده شوو الیکترونونو حرکې انرژي سره مساوي ده. (b) په دې آنځورکې د لوړې انرژي الیکترونونه د انود یو اتوم څخه د الیکترونونو رابطه ماتوي او د اتوم څخه ازادیږي (د دایري په شان خالي ځای) د اتوم په مدار کې پاتې کېږي (c) په دې آنځورکې د خالي دایري په ډکولو کې د لوړیانرژي الیکترون خپله انرژي د فوتون په ډول ازادیوي.

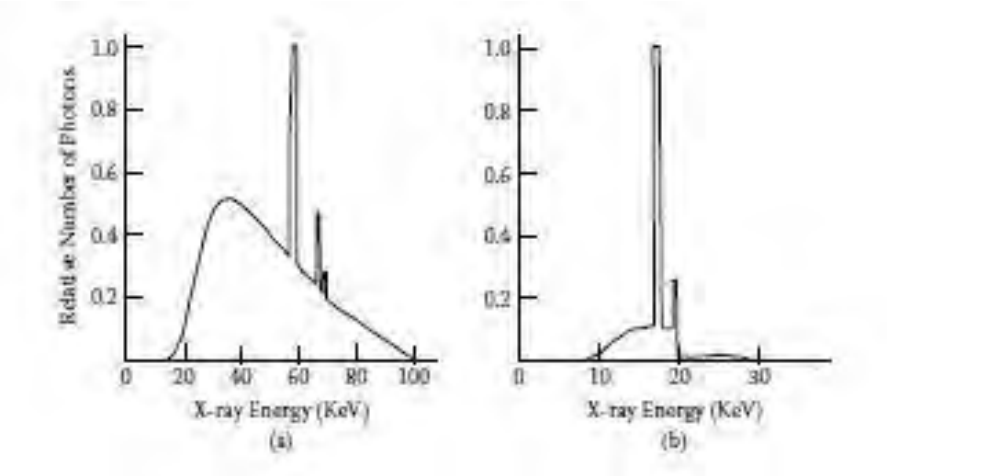
د ایکس د تیوب ولټیج چې معمولاً په تشخیص کې استعمالیږي د 25kv څخه تر 150kvپوري دي په داسي حال کې چې د ایکس وړانګي اعظمي انرژي د 25kev څخه تر 150kevپوري ده. ‹د ایکس وړانګي د تولید په تیوب کې د ایکس وړانګي کمه انرژي چې معمولاً 15kev ده د کمي انرژي فوتونونه په تیوب کې د هغه د موادو په واسطه جذبیږي›. د منبع څخه تولید شوي ایکس وړانګي د راډیولوسنټ له لاري تیریږي او د آنځورونو په تشکیل کې ګټوره تمامیږي.



5.14آنځور ادامه

د ایکس وړانګي د منبع د خپور شوي طیف د یوه تعداد ایکس وړانګو یوه دسته ده چې په مختلفو انرژیو سره تولیدیږي.د 5.15 آنځور ځني لیدل کیږي چې د دوه فلزي انودونو خپور شوي طیف په آنځوراخستنه کې استعمال شوي دي. الف: تنګستن او ب: مولوبیودیونیم. په دواړو طیفونو کې، د بریمس ستهراهلانګ وړانګه په مختلفو انرژیو سره ایکس وړانګي تولیدوي، د رڼا د ګروپ په شان وړانګي نه تولیدوي ځکه چې د ایکس وړانګي د تولید منبع هم په مختلفو ولټیجونو سره عمل کوي. د ایکس

د تولید د منبع خپري شوي ایکس وړانګي هم یو د بل څخه توپیر لري په (a) کې، کېلوولټ پوتنسیال 100 ولټه دي په دې ولټیج کې د ایکس وړانګي د انرژي اندازه 100kev ده په (b) کې کېلوولټ پوتنسیال 30 ولټه دي د انرژي اندازه یې30kev ده.
د ایکس ټوله اندازه چې د بریمس ستهراهلانګ په طریقه تولید شوي ده د انود د فلز د آتومي نمبرد آغېزي پوري مربوط ده. د تنګستن لوړ آتومي نمبر 74 نسبت مولوبیودیونیم ته 42 دي دا په دې معنا ده چې د هغي هسته د الیکترون د وړانګي په تعجیل ورکولو کې ډیره موثره ده لدي کبله په ورته عملیاتي حالاتو کې د ایکس زیاته وړانګه تولیدیږي. تنګستن او مولوبیودیونیم د ذوب د حرارت لوړه درجه لري چې د حرارت په مقابل کې ئي مقاومت زیات دي او حرارت تخلیه کولي شي.



5.15آنځور د ایکس وړانګو د تولید د دوو منابعو د طیف د خپریدو څخه معلومیږي چې د ایکس د وړانګي فوتونونه په مختلفو انرژیو خپریږي (a) د تنګستن انود د 100kvp ولټاژ په لرلو د 2.5mm په فلتر سره د بدن د پنډو برخو د آنځورآخستني د پاره په لوړ معیار جوړ شوي دي لکه د سینې اکس ري کول (b) مولوبیودیونیم انود د 30kvp په ولټاژ او د مولبیدینم د 0.03mm په فلتر سره د ماموګرافي لپاره په لوړ معیار جوړ شویدي. په پام کې ولري چې د (b) په آنځورکې د انرژي اندازه د (a) آنځور پرتله ټیټه ده.
(Adapted from Steve Webb, *Physics of Medical Imaging*, Institute of Physics Publishing, Bristol, U.K., 1988.

یو بل دلیل چې په انود کې د مختلفو فلزاتو څخه استفاده کېږي دادي چې د ایکس وړانګي تیوب مشخصه ایکس وړانګي په خاصه انرژي د انود د فلز د مشخصي له

مخې خپريږي. د ببلګې په ډول، په 5.15a آنځور او (b) انځور کې د دقيقي پلټنې څخه دا معلوميږي چې د تنګستن او مولوبيوديونيم انودونه د طيف د خپريدو د مقايسې له مخې د ايکس وړانګې د سرعت د زياتوالي سبب کېږي، په آنځورکې د مختلفو انرژيو دا پوتنسيال د انود د دوه و مادو لپاره مختلف دي. کله چې يو پر انرژي ازاد اليکترون د انود د فلز اتوم د داخلي اليکترون سره تصادم وکړي دا ډول پيک مينځته راځي. که د تصادم کوونکې اليکترون انرژي د اوربيټال د داخلي اليکترون د انرژي څخه لږ څه زياته وي نو ددې تصادم په نتيجه کې د اوربيټال داخلي اليکترون ته کافي انرژي انتقاليږي او هغه د اتوم د مدار څخه ازاديږي (5.14cآنځور). څرنګه چې د خپور شوي فوتون انرژي د اوربيټال د اليکترون د انرژي د توپير سره دقيقاً مساوي ده نو خپره شوي ايکس وړانکه د انود د فلز د برقي جوړښت له مخې مختلف طيفونه لري. څرنګه چې د انود د فلز آتومي اوربيټال د انرژي مختلفي سوئي لري نو په اساني سره په هغه کې خالي ځايونه ډکېږي لدې امله ايکس وړانګه د انرژي په مختلفو ډولونو د طيف په ډول مينځ ته راځي. د ايکس د تيوب ولټيج د مشخصه ايکس وړانګې په انرژي تاثير نلري د پورتني حد ديوي برخي د ترتيب کولو لپاره د لوړې کچې د انرژي فوتون توليدولي شي. خاصه شعاع د ايکس وړانګې په توليد کې يو مهم عامل دي. مجموعي خپور شوي طيف د انود دموادو په مناسب انتخاب کې ټول خپور شوي طيف په نظر کې نيول کېږي. د انود سره د اليکترونو د تصادم له امله ايکس وړانکه په مرکزي خط کې توليديږي. ځکه چې دا خط د آنځور اخيستونکې په توګه ښودل شوي دي چې هغه د مرکزي نقطي په شان ښکاري (5.16aآنځور) ته دي وکتل شي. ددې خط د عرض او زاوې په واسطه د هغه

ابعاد ټاکل کېږي. په کوم ځای کې چې دا خطونه تشکیل شوي دي. اوږده خطونه، لویې او لویې مرکزي نقطي جوړوي. د مرکزي نقطي سایز، په لویه ساحه کې د کوچنۍ انرژي په توپیر کې دي. د نقطو په لوړوالي کې د حرارت تخلیه واقع کېږي مونږکولي شو وویني چې ولي په 5.16bآنځورکې د مرکزي نقطي د سایز او د لوي ساحي ترمینځ معادله ثبوت شوي ده. په دې ځای کې د نقطي په اندازه یو سوري د ایکس وړانګي د مکمل جذب د ایکس وړانګي د منبع ترمینځ د a په عرض واقع دي. د b په عرض د آنځور جوړیدل داشاني یو وضیعت د کوچنیو شیانو د آنځور موډل دي. په یاد ولري چې د انتقال دا سوري د ریاضي یوه واقعي نقطه ده د ایکس وړانګي آنځور د B عرض لري. د B او مرکزي نقطي a عرض د جسم او منبع ترمینځ د d_1 فاصلي او د جسم او آنځور اخیستونکې ترمینځ فاصله د d_2 فاصلي پواسطه حاصلیږي. 5.16آنځور هندسي ترسیم مونږ ته دا اجازه راکوي چې د B د حل لپاره د مشابه زاویوو څخه استفاده وکړو:

$$B/d_2 = a/d_1$$

$$B = a\, d_2 / d_1 \qquad \text{..... 5.9}$$

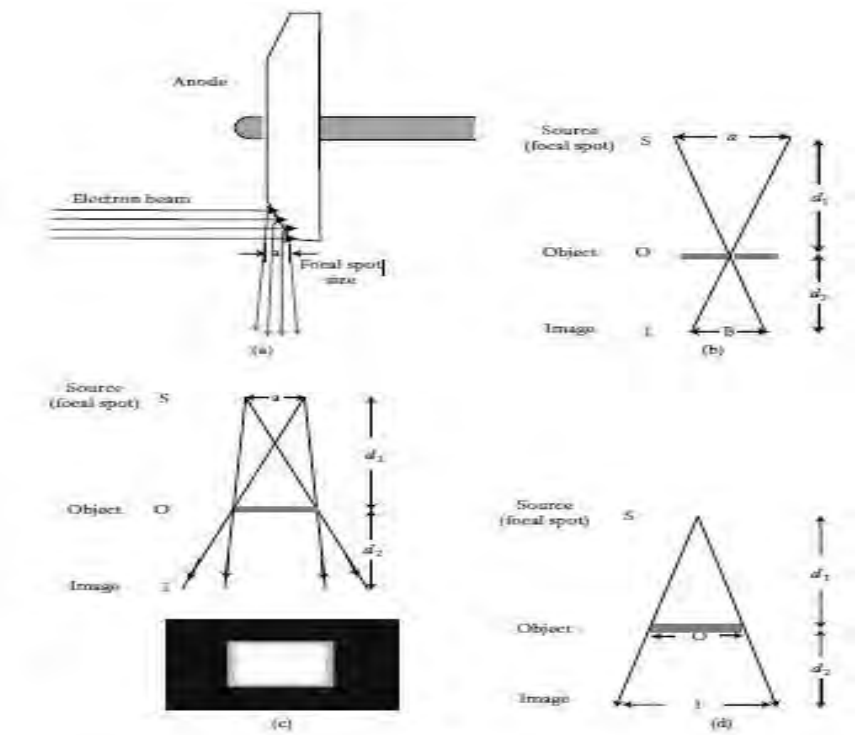
په همدې ډول په جذب کې د a کوچنۍ مرکزي نقطه د نقطي د آنځورځني کوچنۍ ده له دي امله ساحوي ریزولوشن یې لوړ دي. د a په لوړو قیمتونو سره د نقطي تورواليزیاتیږي لکه څرنګه چې د جذب کونکو موادو د لوي بلاک په څنډو کې په واضح ډول لیدل کېږي (5.16c) آنځور ته دي وکتل شي. د ایکس وړانګي د آنځورونو په جوړولو کې د مرکزي نقطي سهم هم د ناروغ او هم د آنځور اخیستونکې ترمینځ د d_2 فاصلي

سره تړاو لري. هغه انساج چې آنځوريې اخيستل کېږي او آنځور اخيستونکې ته ډير نژدي وي، د d_2 د فاصلي په کمواليجوړ شوي توروالي يې هم کميږي. په هر صورت هلته د توروالي او د آنځور د غټوالي ترمينځ يو تضاد رامينځته کېږي. مونږ په 5.16c آنځورکې وينو کله چې د جذب د قوي بلاک د 5.15b آنځور څخه آنځوراخلي (په دي ځاي کې د a مرکزي نقطه په سادګي سره ډيره کوچنۍ ده) چې د هغه د آنځور سايز I د هغه د اصلي جسم د سايز O څخه ډير لوي دي مونږ دا د غټ ښودني د فکتور له مخې داسي تعريفوو: $M = I / O$ دي که مونږ بيا هم مشابه زاويه په نظر کې ونيسو مونږ کولي شو وښايو چې :

$$I / d_1 + d_2 = O / d_1$$

$$M = I / O = d_1 + d_2 / d_1 \ldots\ldots\ldots\ldots\ldots (5.10)$$

په همدي توګه د d_2 په زياتوالي سره غټ ښودنه زياتيږي. د زياتي تاريکې په قيمت سره د ساحي ريزوليشن کميږي.



5.16آنځور. (a) د ایکس وړانګې د تیوب لپاره کوچنۍ هندسي محراقي نقطه (b) په ناحیو روښتیا د محراقینقطې د سایز اغیره ددې واقعت تشریح چې بلور څنګه واقع کېږي(c) غټوالي (d) دا ټول په هندسي آنځور اخیستنه او د محراقینقطې په سایز اغیزه لري.

(دا حادثه په اساني سره د نور په مرسته لیدلي شو. د یوه فلش لایټ یا د یوه روښانه ښیښه ئي لمپ څخه استفاده وکړي ترڅو پر دیوال د لاس سیوري په مختلفو فاصلو وویني، تاسي په اساني سره د سیوري د توروالي درجه او د سیوري په څنډو او غټ ښودني ترمینځ توپیر کولي شي). د حرارت ضایع کېدل ځکه مهم دي چې د الیکترون د وړانګې طاقت چې د تارګټ سره تصادم کوي مقداریي د ډیرو کېلو واټونو په اندازه دي که د لوړي درجي دا طاقت د انود د بي حده کوچنۍ سطحي ته انتقال شي نو فلزي تارګیت به ذوب شي. لدي ځایه لویه مرکزي نقطه اجازه ورکوي چې په راډیوګرافي کې د لوړي کچې د ایکس وړانګې تولید د ضرورت څخه په زیاته اندازه حرارت تولیدوي که په دې حرارت کې تارګیټ د زیات وخت لپاره پاتي کېږي د ذوب خطر یې ډیر دي په دي حالت کې آنځور کمزوري کېږي. نو پکار ده چې د ټیټې کچې نقطه یې

سایز وکارول شي چې تارګیت ذوب نشي. خوبیا هم د شعاع ورکولو زیات وخت د تارګیت شکل ته تغیر ورکوي او آنځور توریږي. د ایکس وړانګي د تیوب د فیلمنټ سایز د لوي مرکزي نقطي لپاره (په معمولي ډول د څو ملي مترو په اندازه دي) په هغه حالت کې چې لوړ ریزولیشن ته ضرورت نه وي هغه په کار وړل کېږي. د ډیري کوچنۍ مرکزي نقطي لپاره (0.1mm≥)، دا ډول فلیمنټ د آنځورونو د زیات وضاحت لپاره په تخصصي ټیسټونو کې تري استفادې کېږي. په انود باندې د الیکترونو تعداد د مختلفو انرژیو د تولید تعداد څرګندوي (په ګرافیکي ډول دا مقدار په 5.15 آنځورکې د هغه ناحي سره متناسب دي چې د منتشره طیفونو د منحني لاندي واقع دي ځکه چې دا عملیه د مختلفو انرژیو د ټولي ایکس وړانګي د مجموعي سره مطابقت لري). د الیکترونونو جریان د ملي امپیر (mA) پواسطه ټاکل کېږي، د الیکترونونو د تعداد مستقیمه اندازه ګیري چې د کتود او انود ترمینځ په یوه ثانیه کې تیریږي د فلیمنټ د حرارت د اجست پواسطه کنترولیږي. د تارګیت سره دالیکترونونو د تصادم له امله چې مجموعي ایکس وړانګه تولیدیږي د ملي امپیر ثاني (mAs) پواسطه ټاکل کېږي د ایکس پوزر وخت په t او د الیکترون جریان په mA اندازه کېږي:

$$mAs = mA.t \quad \text{.....5.11}$$

په راډیوګرافي کې د طولاني ایکس پوزر له امله د t په وخت کې په طبعي ډول ډیره ایکس وړانګه تولیدیږي. په ثابت kvp کې، هغه ایکس وړانګه چې په یوه ثانیه کې تولیدیږي د mA سره متناسب ده. لدي څخه دا نه واضح کېږي چې څومره ایکس

وړانګي آنځور اخستونکې سره تصادم کوي، خو له هغې ځنې د ناروغي دوز اندازه کېدلې شي. د ملي امپیر متر او ایکس پوزر وخت باید په ډیر احتیاط سره انتخاب شي ترڅو د آنځور جوړوني شرایط برابر کړي د وخت محدودولو ته په پاملرنې سره بدن ته د حرکت وخت کې (که د حد ځنې د زیات وخت لپاره آنځور پاتې کېږي) آنځورتوریږي. په لنډ ډول د ایکس وړانګي ټول طیفونه چې خپریږي د انود د فلز د تیوب ولټیج، د الیکترون د جریان او په هغه کې د فلتر کوونکې پورې مربوط دي. څرنګه چې د ایکس وړانګي زیات جذب د هغه دفوتون د انرژي پورې مربوط دي، ددې متحولینو په مرسته خپور شوي طیف او د ایکس وړانګي خپریدنه د خاصي آنځوراخستني لپاره د تطبق وړ ده. د ببلګې په ډول د تنګستن انود د تیوب په لوړ ولټیج کې کارول کېږي ترڅو د بریمس تهرالانګ او د لوړې انرژي مشخصه ایکس وړانګي تولید کړي چې دا د بدن د پنډو برخو په آنځوراخستنه کې لکه د سینې په آنځوراخستنه کې ایکس وړانګي ګټوره تمامیږي (5.15a آنځور).

دا ځکه چې د لوړې انرژي ایکس وړانګي د نفوذ قابلیت زیات دي او د بدن د پنډو برخو ځنې په اساني تیریږي. د المونیم یا د مسو فلتر کولې شي د ایکس وړانګي د کمې انرژي د نفوذ په مقابل کې هغه جذب کړي او تیریدلې تري نشي که فلتر موجود نه وي زیاتې وړانګې داخلیږي او د دوز د زیاتوالي سبب یې کېږي. د آنځور د کنتراست د زیاتوالي په نه موجودیت کې دشعاع د دوز زیاتوالي سره مرسته کوي. برعکس، د بدن د نازکه برخو لپاره لکه لاس، بازو د ایکس وړانګي په تیوب کې د مولبیدینم انود د ټیټ ولټیج لپاره ډیر مناسب دي (5.15b آنځور).

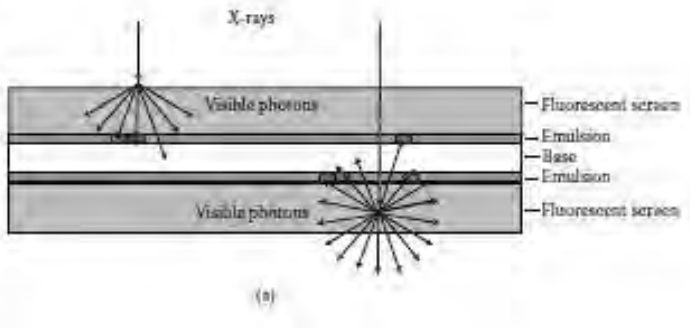
دایکس نرمه وړانګه د نرمو انساجو څخه تیریږي د آنځور په جوړولو کې مرسته کوي. ددې هدف لپاره دا ډول انتخاب ددې اجازه ورکوي چې د ټیټې انرژي په صورت کې د لوړ کنتراست ځنې استفاده وشي. مولبیدینم فلترونو استعمال کولې شي د 20kev انرژي څخه پورته ایکس وړانګې کمې کړي (دمولیبدینم لپاره کې- ایج) دا ځکه مهم دي چې سخته وړانګه هم د بدن نرمو انساجو ته انتقالیږي او کنتراست کموي. د پورته عملي فزیکي بندیزونه د منبع په انتخاب کې د ماموګرافي په برخه کې هغه د یو خاص هدف په توګه د د مطالعې لاندې نسي.

5.7 د ایکس وړانګې دیتکتورونه

آنځور اخستونکې د راډیوګرافي په تشکیل او همدارنګه د کنتراست په ټاکلو کې د ځایې ریزولیشن او د آنځور د لیول او د ناروغ د شعاع د مقدار په ټاکلو کې مهم نقش لري. د ایکس وړانګې فلمونه په ډیرو کارونو کې کارول کیږي لکه د سینې، سږو، اسکلیټ او دمعدې د سیستم د یوې برخې (د باریوم کنتراست په ملتیا) په راډیو ګرافي کې استفاده کیږي

. همدارنګه د غاښونو په طبابت کې په زیاته اندازه استعمالیږي، په هر صورت برقي دیتکتورونه د راډیوګرافي د راویتي فلم په نسبت ډیر ګټور دي. برسېره پردې فلور سکوپي د آنځورونو په لیدنه کې ګټوره ده. مونږ به د آنځور اخستونکو د ډولونو د ځانګړتیاو په اړه اساسي سروې وکړو چې د هغه له مخې پوه شو چې کومې ځانګړتیاوې او محدودیتونه په آنځور اخستونکو کې د پام وړ دي. فلم د راډیو ګرافي د آنځورونو دثبتولو لپاره دهغه لمړنیو ورځو څخه بیا ترلسیزو کلنو لپاره

معياري انتخاب وو. حتي اوس هم په راډيوګرافي کې فلم ډيري ګټې لري په دې برخه کې يادولي شو چې د تشخيص عالي فضاء ښه حساسيت، کم قيمت، فلمونو ته پراخه لاس رسي او په راډيوګرافي کې د هغه د دوامداره استعمال پراخه شتون د يادولو وړ دي. هغه فلمونه چې په راډيوګرافي کې کارول کېږي د فلم اساس (شفافه پوليستر يا د اسيتيات صفحه) ده چې د ايملشن د يوي يا دوه طبقو ځني حمايت کوي چې په حقيقت کې آنځوراخلي. ايملشن په جيليتين کې د نقري په بروماید کې دنقري کوچنۍ داني دي کله چې فلم دوړانګو د اغيزو لاندي واقع کېږي د هغه فوتونونه د نقري دبروماید سره تعامل کوي په فلم کې دنقري دبروماید د حساسيت له امله په فلم کې پټ آنځورجوړېږي او په فلم کې د نقري بروماید پاتي برخي توريږي دا په فلم کې مبهمه برخه ده د فلم ځني د نقري دبرماید غيري حساسي داني د منځه وړي او په فلم کې د شفافو برخو څخه د راډيوګرافي په واسطه آنځورجوړېږي. پداسي حال کې چې دا بنيادي بهير د راډيوګرافي په جوړولو کې استعماليږي، يوائي راډيوګرافيک فلم د ايکس وړانګې په مقابل کې حساس ندي. په هر صورت په فلم کې په اساني سره حساسيت هغه وخت مينځ ته راتلاي شي چې د هغه د فلوروسينټ موادو مخته يو يا دوه ورقي نژدي شي په دې حالت کې په هغه کې حساسيت زياتيږي څه چې په دې ځاي کې مينځ ته راځي د فلم د صفحي په نوم يادیږي. په دې ډول يو سيستم کې د ايکس وړانګې يو فوتون د فلوروسنټ د موادو په يوه صفحه تصادم کوي او د تصادم وروسته دهغه ځني د سپين نورفوتونونه خپريږي دا فوتونونه بلاخره د فلم سره تصادم کوي او د فلم ايملشن تر آغېزې لاندي راولي.

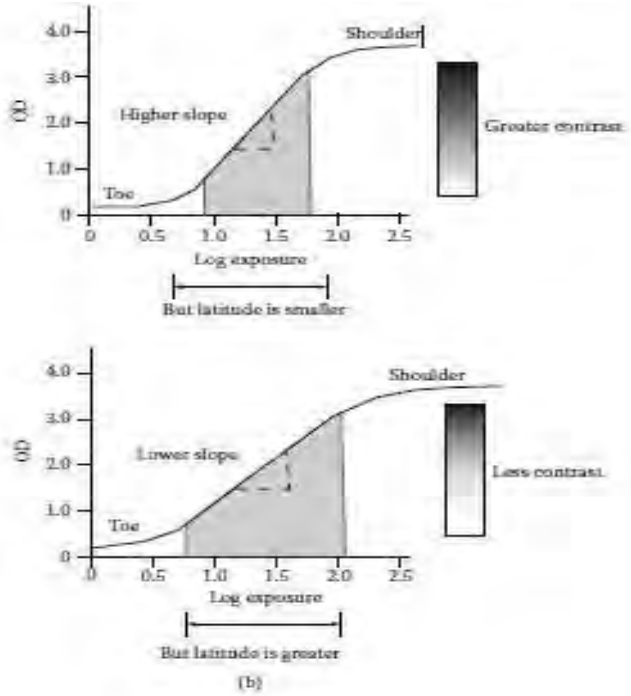


5.17آنځور (a) د يو فلم د صفحي جوړول د آنځور اخيستونکي لپاه د فلوروسنټ د صفحو په مينځ کې د فلم سنډويچ کېدل د هغه د کار قابليت د ايکس د وړانګې په جذبولو کې زياتوي د سپين نور د فوتونو د تنظيم په حالت کې بلور (غير شفافه ساحه) د آنځور په ريسپټور کې ليدل کېږي. (b) د ايکس وړانګې د خواصو منحني د لوړ کنټراست لپاره په کمه ارتفاع، د فلم (تاپ) او ټيټ کنټراست په لوړه ارتفاع د فلم (باټوم).

د فاسفورس صفحه د ايکس وړانګې جذبوي او بيا ځلي د هغه انرژي د سپين نور په ډول خپروي (5.17a آنځور).

د ښېلګې په ډول، 50kev ايکس وړانګې کولي شي په دې طريقه په اساني سره د سپين نور په 2000 فوتونونو بدلي شي ځکه چې فوتوګرافيک فلم د ايکس وړانګې په نسبت د سپين نور په مقابل کې ډير حساس دي، دا په دې معني چې د مخلوط شوي ديتکشن سيستم ډير لوړ کنټراست يواځې په فلم باندې د ايکس وړانګې د تصادم له امله ثبت کولي شي. د ايکس وړانګې په تشخيص کې د فلوروسينټ د صفحي په استعمال سره کيدلي شي په ناروغ کې د ايکس وړانګې آنځور په اصلي کېفيت سره د ايکس وړانګې د انرژي په ټيټ دوز سره جوړ کړي. ځيړنو ښودلي ده چې د فاسفورس نوي مختلف ډولونه د ځمکې د نادره مرکباتو څخه جوړ شوي دي چې په سپين نور د ايکس وړانګې د بدلولو قابليت يې زيات دي لکه تنګستن فاسفورس. په هر حال د فاسفورس په صفحه نامطلوبه آغېزې په جوړشوي آنځورکې ناحيوي ريزوليشن کموي. که د فلم پواسطه مستقيماً د ايکس وړانګې فوتون جذب شي ، د

فلم په ټاکلي موقیعت کې یې د ناحیوي ریزولیشن سره په 0.020mm فاصله کې تصادم کوي. کله چې د فلوروسنټ په صفحه کې د ایکس وړانګې فوتون په سپین نور بدلیږي، د سپین نور فوتونونه فلم اغیزمن کوي (5.17a آنځور)، ددې له امله په فلم کې آنځورتوریږي او له مینځه ځي ددې ډول آنځور جوړونکو لپاره د نور د آغېزې مناسب قیمت د 0.2mm – 0.1 پوري ټاکل شویدي. دا آغېزې یواځې د یوه سکرین د استعمال په واسطه کمیږي او یا د فلم او فاسفورس د صفحې په نژدوالي سره کمیږي



د 5.17آنځور ادامه

ځنې فاسفورسونه لکه سزیم ایوداید ، دومره پیاوړي دي چې د خپل ساختمان له مخې شفاف کرستال جوړوي. تر ده وروسته هرکرستال د نوري فایبر دنده اجراء کولي شي(2 څپرکي)، د سپین نور د تولید او خپریدو په مخنیوي سره په فلمونو کې د آنځورونو د تورواليمخه نیول کېږي. د ایکس وړانګې د فلم د غټ والي سره سره ځنې نورې

لاري شته چې د آنځورونو د کېفیت په ښه والي کې ګټوري تمامي شي په فلمونو کې بله ستونزه دا ده چې تشخیص یې کمزوري دي، د ایکس وړانګې د جذب په تحول کې دقیق ندي او د آنځور په کنتراست کې یې توانایې محدوده ده په عمومي توګه فلمونه د راډیولجیست لخوا کتل کېږي چې تر شا یې د رڼا منبع موجود ده ددې رڼا له مخې په فلم کې تشخیص کېږي په فلم کې د خړتیا مقدار د نوري کثافت په مرسته د (OD) پواسطه په دې ډول تعریفیږي:

$$OD = \log I_0 / I \quad \text{.....5.12}$$

په دې رابطه کې I_0 او I په ترتیب سره په فلم باندې د لګیدو د مخه او د لګیدو وروسته د سپین نور شدت دي. په نوري کثافت کې بدلون د ایکسپوزر دنده ده چې د مشخصه منحني په نوم یادیږي (5.17b آنځور). په 5.17b آنځورکې توضیح کېږي چې لوړیا ټیټ نوري کثافت د ډیر یا لږ جذب پورې مربوط دي چې په هغه کې فلم د ایکس وړانګې د آغېزې لاندې واقع شویدي (په پام کې مو وي چې نوري کثافت OD په فلم کې د نوري فوتونونو غلظت ندي بلکه په فلم کې د بې ثباتي اندازه کول دي). زیات مشبوع شوي فلمونه (د اوږې د منحني په اندازه دي) او ډیر ټیټ مشبوع فلمونه چې د شعاع پواسطه اغیزمن شوي ندي او په خپل لیول کې پاتې دي، (د غټې ګوتې د منحني په اندازه) ددې حدوداتو په مینځ کې د منحني ګټوره ساحه پرته ده. چېرته چې د وړانګې د آغېزې سره سم نوري کثافت (OD) په سرعت سره تحول کوي (5.17b آنځورکې توره شوي برخه). د توپیر په ډول ښودل شوي ده. د منحني په لویو دامنو کې د ایکس وړانګې د جذب د اختلاف له امله په کنتراست کې یې توپیر زیات دي لدي

ځايه پاسني منحني په لوي کنتراست کې زيات آنځورونه نسبت لاندني منحني ته جوړوي. په هر صورت په اکسپوزر کې ګټور تحول «د فلم د عرض يا دامني يا په عمومي ډول د ډينامیکي رينج په نوم يادیږي» د لوي ميل لپاره کوچني دي. ځرنګه چې د ايکس وړانګي د فلم عرض د 100 څخه کوچني دي چې دا په عمل کې يو با ارزښته محدوديت دي پداسي حال کې چې ټيټ سلوپ ټيټ کنتراست ته لار اواره وي چې په نتيجه کې د فلم عرض زياتيږي په دې توګه د کنتراست د ځانګړنو او د فلم د عرض ترمينځ يو ذاتي ترتيب موجود دي. په عمل کې دا محدوديت په دې معنا دي چې فلم کولي شي خفيفه جذب کونکو کې توپيرونه ثبت کړي خو د توپيرونو دا ثبت هم زمان صورت نه نسي.

په لوګارتم پوهيدل :

که يو وخت داسي ضرورت پيدا شي چې يوکميت په يوه لويه محدوده کې د تغير په حالت کې اندازه کړو ښائي په دې بي شماره کميتونو کې د لوګاريتم په طريقه دا ډول اندازه ګيري ګټوره ده د ښلګې په ډول په 5.4 آنځورکې د فوتون انرژي او دکتلي د اټينوشن «نرموالي» ضريب د لوګاريتم په طريقه په يوه ځانګري محدوده کې رسم شوي ده. لوګاريتم د «طاقت» بيانونکې دي چې يو تعداد ګټي بيانوي. که د 10 عدد د لوګاريتم د قاعدي په ډول وکاول شي د هغي له مخې د مختلفو اعدادو لوګاريتم حسابيدلي شي د ښلګې په ډول:

$1 = 10^0$ $\log 1 = 0$

$10 = 10^1$ $\log 10 = 1$ 5.13

$100 = 10^2$ $\log 100 = 2$

د جدول دوام په راتلونکې صفحه کې

او داسي نور طاقت لرونکې اعداد په پورته ډول د لوګاریتم په شکل لیکل کېږي یا برعکس د لوګاریتم ځني طاقت لرونکې اعداد لیکلې شو که A او B ضرب شویوي د هغوي لوګاریتم جمع کېږي:

$\text{Log}A = a \qquad 10^a = A$

$\text{Log}B = b \qquad 10^b = B$

$A \times B = 10^a \times 10^b = 10^{a+b}$ 5.14

$\text{Log}\ 10^{a+b} = a+b$

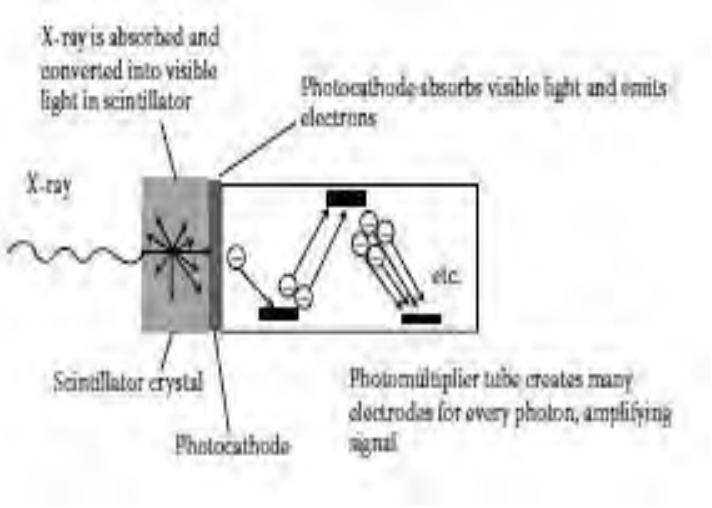
د ببلګې په ډول دا په دې معني ده چې که تاسي1.0 دلوګاریتم د اعدادو په طریقه جمع کوي لکه 10چې د طاقت په اندازه په خپل مینځ کې ضربیږي.د ببلګې په ډول په 5.4 انځور کې د 0.01,1,10,100 او داسي نورو ترمینځ توپیر چې د اعدادو په محوریوشان دي. په 5.17b انځور کې ټیټ ترین نوري کثافت (OD) صفر د 1 مربوط دي یا د نوري وړانګي دا شدت 100% انتقالیږي. په 5.17b شکل کې ټیټ ترین نوري کثافت (OD) د ټیټ اکسپوزر لپاره د قاعدوي اختلال په نوم یادیږي. او مقدار یې تقریباً 0.2 دي د 5.12 رابطي څخه لیدل کېږي چې د ایکس وړانګي ډیر روښانه فلمونه دمنحني په دې مشخصه کې یوائي $1/10^{0.2} \approx 1/1.6 \approx 63\%$ وارد شوي ایکس وړانګه د هغه څخه تیریږي.

هغه راډیوګرافي چې د آنځور اخیستني په وخت کې د الیکترونکې وسایلو څخه کار اخلي د ډیجټل راډیوګرافي په نوم یادیږي. په اوسني راډیوګرافي کې د فلم په عوض په هغه کې ډیجټلي تخنیکونه ځاي پرځاي شویدي. چې په راتلونکې کې به پري بحث وشي. الیکترونکې دیتکتور په دوه ډوله دي: غیري مستقیم ډیجټلي دیتکتور د ایکس د وړانګي د فوتونونو په جذب کې د فاسفورس څخه استفاده کوي تر څو دیتکتور ته سپین نور د تشخیص لپاره تولید او خپور کړي. په مستقیم دیتکتور کې

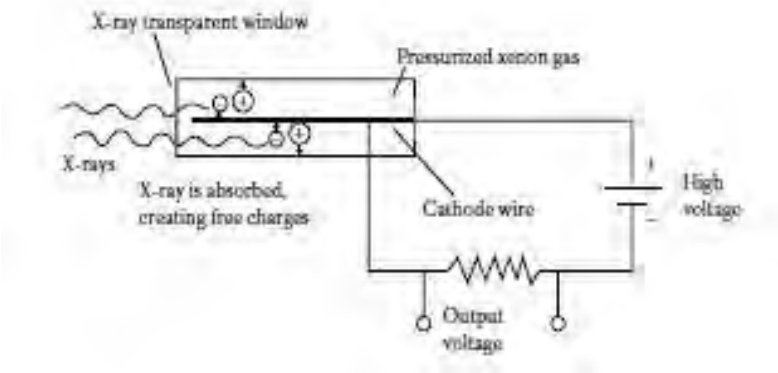
بي لدي چې ایکس وړانګه خپله انرژي په سپین نور بدله کړي تشخیص او مشاهده کېږي پداسي حال کې چې مستقیم دیتکتور د آنځورآخستنې په صفحه د ذاتي تورواليي مخه نسي او کولي شي چې د واضیح ریزولیشن فضاء ایجاد کړي. د ډیجټلي راډیوګرافي امتیاز په دې کې دي چې په دې ډول راډیوګرافي کې بي له وقفې آنځورونه ښودل کېږي ددې راډیوګرافي دوهم امتیاز د محاسبه شوي (CR) راډیوګرافي په نوم یادیږي. په دې ډول راډیوګرافي کې د فلم په عوض د ذخیره شوو فاسفورسې موادو څخه استفاده کېږي. په محاسبه شوي (CR) راډیوګرافي کې د فاسفورس ذخیره ایکس وړانګې ته ددې امکان برابر وي چې په فرمټ کې ذخیره شوي آنځور ساتي چې د ضرورت په وخت کې د تشخیص لپاره هغه بیا له سره وکتل شي. د ایکس وړانګې آنځورونه د جامد حالت دیتکتور په واسطه اندازه کېږي دا دیتکتور دسلیکان څخه جوړ شوي دي چې د برقي سرکټونو اساس جوړوي لکه CCD_s (په دوهم څپرکې کې ذکر شویدي). په ډیجټلي کمرو کې CMOS د دیتکتور څخه کار اخیستل کېږي. په غیري مستقیم دیتکتور کې د فاسفورس په استعمال سره د ایکس وړانګې آنځورونه د مریې نور په آنځورونو د بدلیدو عملیه د لمړي ځل لپاره پیل شوه د ډیجټلي راډیوګرافي په دوارو طریقو کې د ایکس وړانګې راټول شوي آنځورونه د وروستیو مطالعاتو لپاره په الیکترونکې قالب کې د کمپیوتر په یو فارمټ کې ساتل کېدلي شي. د ډیجیټلي آنځورونو د استعمال طریقه به په وروستیو څپرکو کې تر بحث لاندي ونیول شي. مستقیم الیکترونکې دیتکتور د نازک غیري شفاف امورف(غیري کرستالي) دسیلیټنیوم د مادي څخه جوړشویدي چې په ماموګرافي او د جامد حالت په آنځورونو کې تري استفاده کېږي. برسېره پردي د ایکس وړانګې د

آنځوراخستني ځني دستګاه ګاني لکه CT اسکنر، د نقطه يې اليکترونکې ديتکتور څخه استفاده کوي چې يواځې د ايکس وړانکه د يوخط پواسطه اندازه کوي. د ډيرو نقطو څخه د يو مکمل آنځور په جوړېدوکې د ايکس وړانګې شدت اندازه ګيري کېږي. په همدي توګه دا ديتکتورونه د آنځورونو په ښکلا کې استعمالېږي. يا په مختلفو موقيعتونو کې دايکس وړانګې د شدت اندازه ګيري اسکن کوي. دوه مشهور نقطه يې ديتکتورونه له سينتيلاتور او د غازاتو د ايونايزکونکو ديتکتورنو څخه عبارت دي. دا دواړه ديتکتورونه اليکترونکې سګنالونه د ايکس وړانګې د شدت په تناسب اماده کوي چې نتيجه يې په يوه کمپيوتر کې ذخيره کېږي او وروسته ټول آنځور د مجموعي اندازه ګيري څخه راټولوي. پداسي حال کې چې دا نقطه يې ديتکتور ښايې د فلم په مقايسه پيچلي ښکاره شي. خو د کارولو توانائي زياته ده. دا ديتکتورونه د فلم په مقايسه د ايکس د مختلفو وړانګو د شدت د ډولونو د اندازه کولو قابليت لري او د تشخيص توانائي زياتوي. دېښلګې په ډول په نرمو انساجو کې کنتراست کم دي. په سينتيلاتور ديتکتورونو کې يو کرستال د ايکس وړانګې د جذب لپاره استعمال شوي دي چې ددې وړانګې انرژي په سپين نور بدله کړي (5.18 آنځور). دا سپين نور بيا يوي الي ته چې د فوتوملتي پلير د تيوب په نوم يادېږي داخليږي د فوتو ملتي پلير تيوب په داخل کې د فوتو کتود سره تصادم کوي په دې سيستم کې د فوتوملتي پلير يوه اله شته چې سپين نور د فوتو اليکتريک د حادثې په واسطه په فوتواليکترنونو بدلوي. په هر صورت دا فوتو اليکترنونه په کافي اندازه کم دي او نشي کولي چې مناسب برقي سيګنالونه توليد کړي. ددې ستونزې د حل لپاره فوتواليکترونو ته په قوي برقي ولټاژ سره د مثبت اليکترود په طرف چې د

ډاي انود په نوم يادیږي تعجیل ورکوي. د پر انرژي الیکترونونو او ډاي انود فلز ترمینځ د تصادم له امله ډیر الیکترونونه ازادیږي. دا په خپل نوبت یو د بل سره ټکر کوي او زیات الیکترونونه ازادوي چې په نتیجه کې په زیاته اندازه برقي سیګنالونه خپره وي د ډیرو دا ډول تصادماتو څخه د ایکس د اصلي وړانګې په واسطه ډیر قوي برقي سیګنالونه مینځ ته راځي.



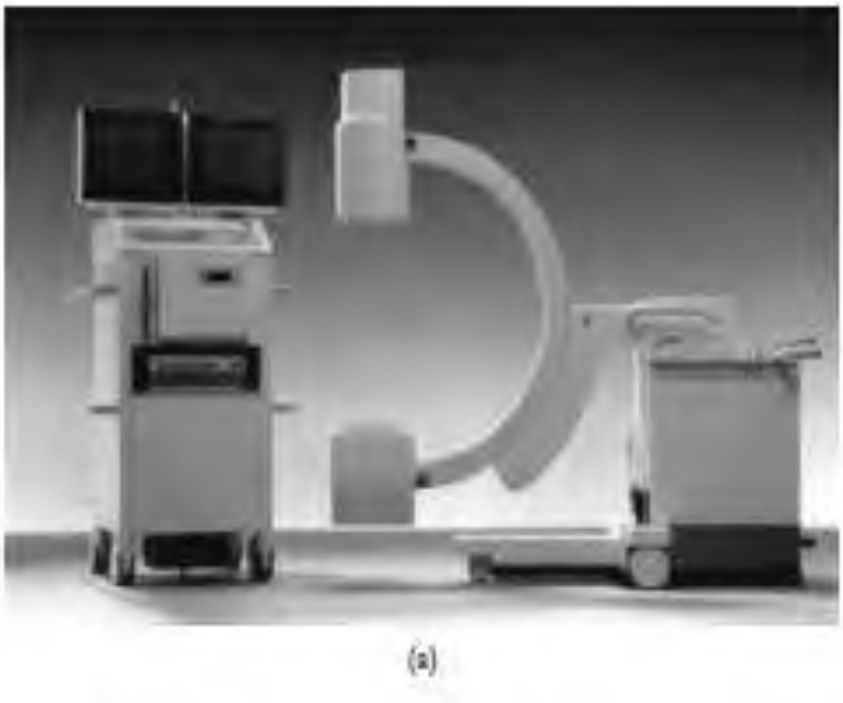
5.18انځور سین تیلاتوردیتکتور د تشریح د پاره دي ټکس ته مرجعه وشي



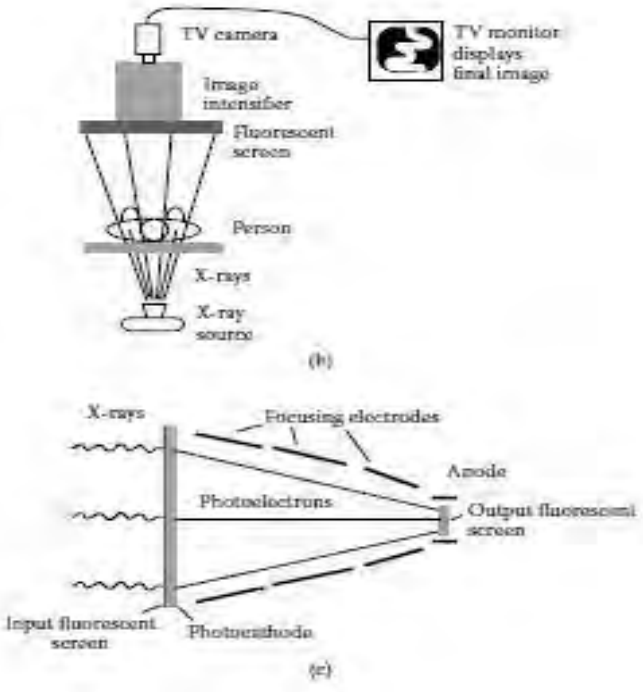
5.19انځور ګازي ایونائیز کوونکېدیتکتور د تشریح د پاره دي ټکس ته مرجع وکړي

د غازاتو د ایونایز کوونکو دیتکتورونو د یوي جعبي څخه د ایکس وړانګي د تیریدو لپاره د شفافه کړکۍ او په لوړ فشار کې د زنون د غاز څخه ډک دي په دې ډول دیتکتور کې د زنون غاز ځکه انتخاب شوي دي چې د هغه د لوړ آتومي نمبر په واسطه په هغه کې د ایکس وړانګه ښه جذبیږي (5.19 آنځور).

د جعبي د برق د سیم اوږدوالي زیات دي، ددې سیمونو او جعبي د دیوالونو ترمینځ لوړ قوي ولټاژ تطبقوي کله چې د ایکس وړانګه دیتکتور ته داخلیږي د زنون د اتوم سره د تماس له امله د هغه اتومونه د ایکس وړانګي د جذب له امله ایونایز کیږي په دې ډول ازاد الیکترونونه مینځ ته راځي او د برقي قوي پواسطه د مرکزي سیم په طرف په تعجیلي حرکت سره حرکت کوي په نتیجه کې د تولید شوو ایونونو برقي جریان اندازه کیږي چې هغه د ایکس اصلي وړانګي د انرژي سره متناسب ده. فلورسکوپي د ایکس وړانګي د واقیعي وخت د آنځوراخستنه یو آنځوردي چې په بدن کې آنځورونو ته حرکت ورکوي او د مداخلي د ټولو هغه ډولونو ځني استفاده کیږي چې د ایکس وړانګي د هدایت سره سم سرته رسیږي (5.20a آنځور). د ښلګې په ډول د زړه کتیرایزیشن د فلورسکوپي پواسطه د بحث لاندي نیول کیږي چې دا بحث دمخه تشریح شویدي(5.12c آنځور).



5.20آنځور. (a) د فلورسکوپي دستګاه (د زیمنس د کمپني د طبي خدماتو د څانګې په اجازه بیا تولیده ونه . دلته یې د فعالیت جوړښت ښودل شویدي . (b) د فلورسکوپي پرمختللي سیستم او (c) د آنځور ډیر قوي سیستم دي



د 5.20آنځور ادامه

د آنځوراخستنی په دي ګرځنده تخنیک کې په عمومي ډول د فاسفورس د صفحي په مخ په مریې نور د ایکس وړانګي د بدلیدو لپاره د فلوروسینټ د موادو څخه استفاده کېږي (5.20bآنځور)

په هر صورت په هغه حالت کې چې د محفوظي وړانګي ایکسپوزر کارول شوي وي د خړ او مبهم آنځور لیدل مشکل دي. د دودیزي فلورسکوپۍ د واحداتو څخه د اصلي خړ او مبهمو آنځورونو په روښانه کولو کې استفاده کېږي (5.20c آنځور). د مریې نور د آنځورونو د ثبت کولو لپاره د ویډیویې کمرو څخه کار اخلي د آنځور په تقویه کونکې کې لکه د سینتلایزیشن د شیشه یې دیتکتور په شان د فلورسینټ صفحه د فوتوکتود په مقابل کې ږدي، په فوتوکتود کې د سپین نور فوتونونه په فوتو الیکترون بدلیږي دا فوتو الیکترونونه په تعجیلي حرکت سره د فاسفورس په دویمه وړه صفحه کې د برقي قوي په واسطه تمرکز کېږي هلته د ایکس اصلي وړانګي کوچنې مجازي آنځورجوړېږي. د اصلي آنځور رونټیا د دوه پروسو له مخې زیاته شوي ده یوه یې په مرکزي نقطه کې د وړانګو تراکم او بل یې په خروجي صفحه د فوتوالیکترونونو د انرژي دزیاتوالي له امله د ډیر نور تولیده ول دي. په دې ډول په دې طریقه کولي شو د روښنائي عامل د 5000 - 1000پوري لوړ کړو. دا رونړ آنځور په مستقیم ډول لیدل کېدلي شي. دا ډول آنځورونه د ویډیوي کمري په واسطه ثبت او د کمپیوټر په صفحه ښودل کېدلي شي. په فلورسکوپي کې د آنځورنو د نتایجو څخه کېدلي شي دا آنځورونه په برقي فارمټ واوړي او په کمپیوټرکې د لا زیاتو معلوماتو لپاره تحلیل او تجزیه شي. په هر صورت فلوروسکوپي اوس کولي شي د دا ډول

ډیټکتورونو څخه استفاده وکړئ لکه چې په ډیجیټل راډیوګرافي کې د برقي صفحو څخه استفاده کېږي. په دې ډول ټوله کړنلاره کې ددې دوامداره زیاتو وړانګو څخه استفاده کیږي. د فلمي آنځورونو په نسبت په فلوروسکوپي کې د وړانګو د دوز دزیاتوالي سبب کېږي په مجموع کې انفرادي آنځورونه په ټیټ کېفیت سره د آنځور اخیستونکې سره د وضاحت له مخې خړ او مبهم جوړېږي دا ډول فلورسکوپي یواځې په هغه حالاتو کې استعمالیږي چې د ناروغ د حرکاتو لیدلو ته پکې ضرورت وي. لکه د ایکس وړانګې مطالعه چې د هغه د مداخلې او هدایت په واسطه هغه جریانات چې د بدن په یوه برخه کې شته لیدل کېږي.

5.8 ماموګرافي: د تیونو د سرطان د اسکیننګ لپاره:

په ټوله نړۍ کې د ښځو د تیونو سرطان یو عام او وژونکې سرطان دي. دامریکا په متحده ایالاتو کې د ښځو لپاره دا دوهم وژونکې سرطان دي. د سږو د سرطان وروسته په 2007 ملادي کال کې40000 ښځې د تیونو د سرطاني ناروغۍ له مخې مړې شویدي. د 1990 ملادي کال راپه دې خوا په هر کال کې ددې ناروغۍ د مړینې کچه 2.2% ته راټیټه شوي ده چې د ټیټوالي لامل یې د هغه صحیح تشخیص او درملنه ده. په ښځو کې د تیونو سرطان یوه داسي ناروغي ده چې چټک تشخیص او درملنه یې نه کېږي مخکې لدي چې د تیونو تومورونه د دوا په واسطه تنبه شي د تیونو د لومړني تومورونو په تشخیص کې ماموګرافي موثره کړنلاره ده. د جراحۍ موافقیت، راډیشن تراپي، شیموتراپي، هارمونل تراپي د تیونو د سرطان په درملنه کې ډیره موثره او د اعتماد وړ کړنلاري دي امید شته چې دا ډول ناروغې په خپل

وخت تشخیص او تداوي شي ډیرې دا ډول ناروغه ښځې به د مرګ د ګوابنه وژغورل شي. ددې درملني ګټې د هغه د ضرر په نسبت زیاتي دي د تیونو د سرطان په قابو کولو کې په عامه روغتیایې اسکیننګ کې ځني مهمي کړنلاري لکه د ډاکترانو پواسطه منظمه فزیکي معاینه او د سرطان په خطرناکو حالاتو کې ماموګرام شامل دي. د ماموګرام پواسطه بې حده کوچنې تومورونه معاینه او تشخیص کېږي د سرطان د ملي انستیتوت د معلوماتو له مخې د تیونو د سرطان په تشخیص کې ماموګرام 80% تشخیص کولي شي تر ده هم په زړو ښځو کې د ماموګرام تشخیص لوړ او بهتر کړي. د مامو ګرام پواسطه دا ډول ازموینې په ماموګرام کې د ایکس وړانګې د سیستم پواسطه اجراء کېږي. (5.21 آنځور) چې په خاص ډول د تیونو د سرطان د معاینې لپاره ډیزاین شویدي په 5.22a آنځورکې د هغه هندسي ترسیم ښودل شویدي او په 5.22b آنځورکې د تیونو دسرطان رښتني عملي معاینه لیدل کېږي. هغه ناروغه ښځه چې معاینه کېږي لومړي د ماموګرافي د یونټ مخ ته ودریږي په فني ډول خپل دواړه تیونه د دوه پلیټونو په مینځ کې راوړي د پلیټونو په مینځ کې هغه ته فشار ورکوي ترڅو د تیونو نسجونه د D په آنځور د څو سانتي مترو په اندازه پنډې شي تر ده وروسته آنځور اخیستونکې ته د تیونو له لارې ایکس وړانګه تیروي (یا یو الیکترونکې دیتکتور او یا د فلم د صفحې کسته) دا وړانګه د پلیټونو لاندې صفحې ته انتقالیږي پدې ډول داخلي یونټ په افقي محور دوران کولي شي ددې دوران په مرسته د یوې زاوې لاندې آنځور اخیستل کېږي ترڅو یو پر بل پوښل شوي جوړښتونه جلا او تشخیص شي. د تیونو د سرطان د تشخیص یوه بله نظریه داخلي

يونټ د 90^0 زاوي لاندي دوران کوي، څلور فلمونه (د هر تي لپاره دوه تشخيصه) معمول دي.

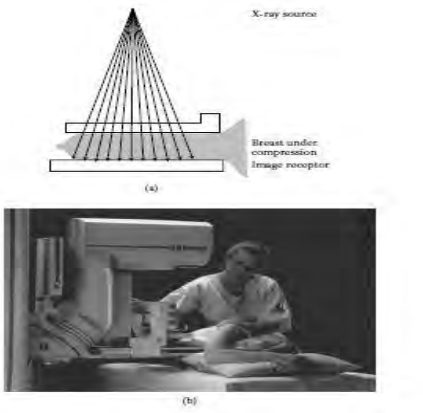


5.21آنځور. د ماموګرافي د پاره د ايکس وړانګو سيستم (د زيمنس د کمپني د طبي خدماتو د څانګې په اجازه بيا توليدونه)

د ايکس د وړانګي راجمع کول، د وسايطو حفاظت او ساتنه، او هغه ښځې چې ټکري يې په ځان وي دا ټول په بدن کې د شعاع د دوز خطرات کموي. د ماموګرافي د معاينې وروسته راډيولوجست هر آنځور په پوره غور مطالعه کوي، په هغه کې د سرطاني تومورونو د موجوديت نښې په ګوته کوي (5.22c آنځور).

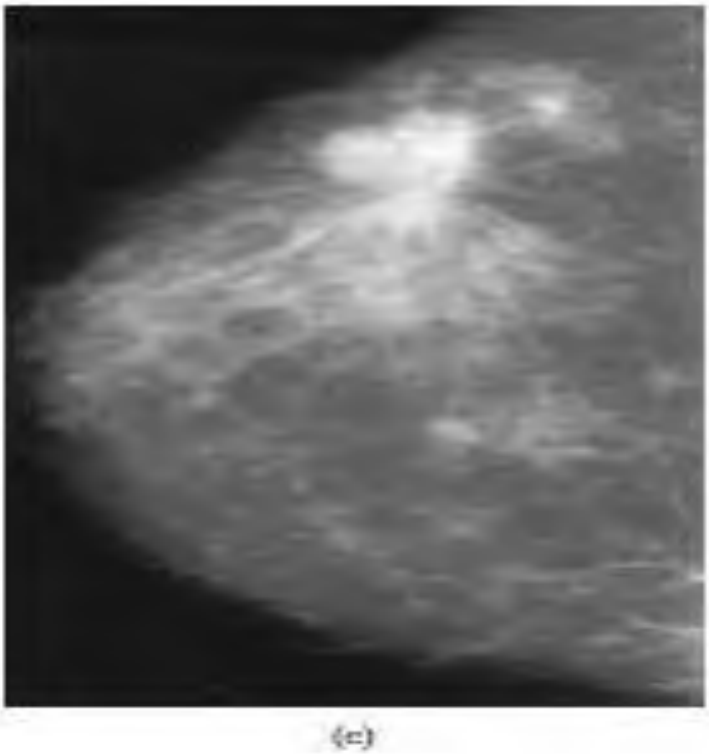
ماموګرافي د اسکيننګ خاصه طريقه ده چې نشي کولي د تي سرطاني ناروغه ښځې د غيري سرطاني ښځو ځني جلا کړي. بلکه د ځني مشخصاتو له مخې وړاندیز کوي چې په ښځو کې د تيونو د سرطان احتمال ډير دي. په ټوله کې يو ماموګرام کولي شي د

يوي ناحي په درملنه کې راډيواکتيف وړانګې زياتې کړي. داسي ښيي نشته چې د ايکس وړانګې په واسطه دي سرطاني مرګونې تومورونه تشخيص شي يواځې د بايوپسي پواسطه ربښتني سرطاني کتلې تشخيص کېږي. د ماموګرام زياتې څرګنده ونې نارمل دي او د معاينې په ټولو پيښو کې يې د تشخيص فيصدي زياته ده خو په تي کې په تومور باندې د شک په صورت کې زياتو څيړونو ته اړتيا شته. د ماموګرام په نتايجو کې د تيونو د سرطان په پلټنه کې ناروغه ښځو ته دناروغۍ اطلاع او ضروري مشوري ورکول کېږي. په بعدي مرحله کې د يوه مثبت (مشکوک) ماموګرام په صورت کې بايد دويم ماموګرام په پوره غټ ښودنه او رونټيا سره سرته ورسېږي. د ماموګرافي برسېره يوه بله عامه معاينه د سونوګراف څخه استفاده ده چې د سيسټ او کلک تومور ترمينځ په لوړ او روښانه ريزوليشن کې د توپير تشخيص دي (څلورم څېرکې) د دا ډول سونوګرافي ګټه دا ده چې هغه سيسټ چې د مايع څخه ډک وي د ستنې په واسطه يې مايع ويستل کېږي او د تومور سره د سيسټ د توپير تشخيص کېږي.



5.22آنځور. (a) د ماموګرام د پاره د هندسي آنځورآخستنې شيماتيکي تشريح . (b) پرمختللي واقعي معاينه (د زيمنس د کمپنۍ د طبي خدماتو د څانګې په اجازه بيا توليدونه) (c) ماموګرام د راډيوي وړانګو پواسطه تشخيصوي (سپينه کتله په پاسنۍ ښه طرف کې)(د .Dr.Steven E. Harmsبيا توليدونه)

خو که په دې ډول معاینه کې کلکه کتله تشخیص شي نو حتمي نده چې دا دي سرطاني تومور وي، ځکه چې ځني کلک تومورونه سالم وي په دې حالاتو کې دي د تومور څخه بایوپسي ضروري وشي چې ترڅو د سالم او مضر تومورونو ترمینځ توپیر وشي دهغه وخته چې په ماموګرافي کې په ملیونونو اسیمپټوماتیک ښځې اسکن شویدي، ماموګرام داسي ډیزاین شوي دي چې په هغه کې د ایکس وړانګي دوز ډیر ټیټ دي. په دې هکله په اوم څپرکي کې لا ډیر معلومات ورکړشوي دي دا ځکه چې د ایکس د وړانګي د لوړ دوز خطرونه د سرطان د خطرونو څخه هم زیات دي.



5.22آنځور ادامه

په هر صورت د ایکس وړانګي ټیټ دوز او غوره آنځورونه د ماموګرافیک دستګاه په ډیزاین او دهغه په استعمال کې د طبي فزیک لپاره ستره ننګونه ده. په ماموګرافي کې د ایکس وړانګي د دوز په کموالي کې مهم عوامل د ایکس د منبع د خواصو دقیق

انتخاب، د ایکس دیتکتوراو د آنځور د هندسي ترسیم څخه عبارت دي مونږ به د ماموګرافي ګټې او ضررونه په اوم څېرکې کې په تفصیل سره مطالعه کړو. په یاد ولري چې د لوړې انرژي د ایکس وړانګې د نفوذ قابلیت زیات دي خو د کمې انرژي ایکس وړانګه د مختلفو نسیجونو ترمینځ ښه مقایسه کولې شي. که څه هم د کمې انرژي ایکس وړانګې په استعمال سره یې دوز زیاتیږي او د نسجونو ترمینځ یې مقایسه واضح کیږي د کمې انرژي د ایکس وړانګې په ماموګرافي کې ډیر اهمیت لري. ځکه د هغه په مرسته راډیولوجیست د ټیټ کنتراست ذاتي جوړښتونه لټوي. په دې ډول دنرمو او مشابه انساجو په ډولونو کې د ایکس وړانګې جذب مختلف دي. د تیونو په تومورونو کې د ایکس وړانګه نه جذبیږي خو د تیونو د غدواتو په انساجو کې یې آغښې یو د بل ځنې توپیر لري. ځکه چې د هغوي ذاتي کنتراست کمزوري دي. که په تومورونو کې دغده یې انساجو پرتله یو څه د کمې انرژي وړانګه جذب شوي وي نو د تومور بهترین کنتراست هغه وخت کېږي چې تومور د شحمو پواسطه پوښل شوي وي. د پورته دلایلو له مخې ماموګرافي یواځې د زړو عمر خوړلو ښځو لپاره تنظیم شوي ده. د ځوانو ښځو تیونه کوټلي او کلکې وي ځکه چې ډیر غدوي انساج او کم شحم لري خو د عمر په زیاتوالي سره په تیونو کې تغیر راځي او شحمي مواد پکې زیاتیږي. دا په دې معنې ده چې په زړو ښځو کې موثره آنځور اخیستنه کېدلې شي (په ځوانو ښځو کې د تیونو د سرطان پیښې کمې دي خو په کمو پیښو کې بیا هم د ماموګرافي د اسکن معاینه ضرور ده). په نتیجه کې څرنګه چې په ماموګرافې کې د تومور په مستقیمه آنځور اخستنه کې ستونزې شته نو هغه په غیري مستقیم ډول د کوچنیو کلسیمي زیرمو په واسطه چې د مالګو دانو سره شباهت لري تشخیص کېږي.

په تومورونو کې د کلسیم دا کوچني رسوبات په هډوکو کې د ایکس وړانګې د مشبوع خطي ضریب سره مشابهت لري او اندازه یې 0.1mm ده . د آنځور اخیستنې په وخت کې کم کنتراست لري نو لدې امله دهغه پواسطه په تشخیص کې هم کنتراست او هم لوړعالي ریزولیشن ته اړتیا لیدل کېږي.

ولي د ماموګرافی په وخت کې تیونو ته فشار ورکوي؟ په ماموګرافي کې د تیونو د معاینې په وخت کې تیونو ته فشار ورکول ستونزمن دي خو (خطرناک) ندي. دا د تیونو د معاینې یو ضرورت دي ددې پوښتنې ځواب د ایکس وړانګې د آنځور جوړونې په فزیک پورې اړه لري. تیونو ته فشار ورکول د هغې د نسجونو ساختمان پراخوي او دایکس وړانګې په کم دوز کې د تی معاینه اجراء کېږي. ځکه چې تیونه د فشار له امله نازک شوي دي او په هغه کې د ایکس وړانګې انتقال اسانېږی. په نتیجه کې د کمي انرژي ایکس وړانګه د زمول شوي تي په معاینه کې ډیر موثریت لري. او د لوړ کنتراست آنځور جوړوي. ددې امر له مخې ناحیوي ریزولیشن زیاتیږي ځکه چې د تیونو د کم حرکت او د کمي فاصلي ترمینځ دیتکتور موجود دي لدي څخه علاوه تیونو ته فشار ورکول د هغه د مختلفو نسجونو د پراخوالي اونرموالي سبب کېږي او په هغه کې د ایکس وړانګې پراګنده ګی کمیږی او آنځور یې په اساني سره تفسیر او پیژندل کېدلی شي.

د ایکس وړانګې ځانګړي تیوبونه چې د مولوبیودیونیم د انود څخه په کم ولتاژ کار کوي په ماموګرافي کې تري استفاده کېږي. د ماموګرافي رابطه د مولوبیودیونیم د فلتر سره د ایکس وړانګې انرژي د 20kev څخه په زیاته اندازه جذبوي دا انرژي د کنتراست د تولید پرته تیونو ته نفوذ کوي (5.15b آنځور).

ځانګړي برقي ډیټکټور او د فلم د صفحي ترکیب د آنځورونو د تشخیص لپاره یو پرمختګ دي. دا د سیزیم ایوداید فاسفورسي موادو په مرسته د مولوبیودیونیم انود د سپکتروم په مقایسه داسي پنډ انتخاب شي چې د ایکس وړانګي په خطي جذب سره ددې انرژي د جذب په مرسته د ایکس وړانګي د ډیټکټور پواسطه تشخیص وشي په فاسفورسي موادو کې د څیړنو څخه داسي څرګندیږي چې نوي فاسفورسي مواد باید کم انرژي ایکس وړانګه جذب کړي او د ایکس وړانګي په فلمونوکې د نور د ښه جذب د برقي ډیټکټور سره په رابطه کې د استفادي وړ وګرځي. دا په څو لسیزو کې د ایکس وړانګي د دوز د شدید کموالي سبب شوي دي.

په هر حال ذاتي توروالي د آنځور د ریسپټور پواسطه د ناحیوي ریزولیشن حدود د معمولي ماموګرافي د اسکیننګ لپاره 0.1mm دي. ځکه چې میکرو کلسیفیکشن په دې حدوداتو کې حل کېدلي شي په ماموګرام کې د هندسي ترسیماتو څخه په مختلفو آنځورونو کې استفاده کېږي چې تیونه لوي کړي او په تومور کې کلسیفکېشن ترمیم شي. په ماموګرام کې غټ ښودنه په ثابته مرکزي نقطه کې د آنځور توروالي لا زیاتوي. د مرکزي ډیرو کوچنیو نقطو د اندازه کولو لپاره په کار دي چې د ناروغي په معاینه کې ناحیوي ریزولیشن واضح او روښانه وي. په دي طریقه کې د ماموګرام د آنځورونو په کېفیت کې حیرانونکې تغیر په 1980 ملادي کال کې تجویز او پراختیا کړي ده.

ددې سره په عین وخت کې په مامو ګرام کې د رادیولوجستانو تجربه او مهارت د هغه په واسطه د ماموګرام په آنځورونو کې د ناروغي دقیق لټون د ماموګرام د آنځورونو

د کېفیت په ښه والي کې مهم رول لري. د آنځورونو ډیجټلي تکنالوژي د راډیولوجستانو سره د سرطاني ناروغیو په دقیقه موندنه کې مرسته کوي (هغه سرطانونه چې د معاینې په وخت کې به نه پیژندل کېدل، تر څو دا ډول نه پیژندل کېدونکې سرطانونه هم وپیژندل شي. په دې هکله به په راتلونکې سکشن کې په تفصیل سره معلومات ورکړو. سینې ماموګرافي (6) څپرکې او د سینې د مقناطسي ریزونانس آنځور اخستنه (د تیونو MR (8 څپرکې).

د سرطان د مثبتو پیښو په پیژندنه کې % 85 - 65 زیاتوالي راغلي دي پداسي حالت کې چې په ماموګرام کې سرطان کم تشخیص کېږي بایوپسي د پورته تشخیصي الاتو په اندازه دقیقه ده. طبي څېړونکې امید لري چې یوه ورځ به دا طریقه د بایوپسي د استعمال ضرورت کم کړي او یوائي د سرطاني ناروغیو تشخیص به د ماموګرام په طریقه اجراء کېږي.

ماموګرام څومره اغیزمن دي؟ دا پوښتنه د دوه مهمو میتودونو پواسطه حل شوي ده:

د ټولني اپیډمولوجیک مطالعه او په هغه کې د موندل شوي ارقامو د تحلیل او تجزیې څخه د تیونو د سرطان پواسطه د میندو د مړینې د کچې اندازه او درملنه شاملیدلي شي. دتشخیص او درملنې د دواړو میتودونو څخه دا څرګندیږي چې ماموګرافي یو محفوظه اسکیننګ اله ده چې دتیونو سرطان اسکن کوي او د آنځور څخه یې دقیق معلومات لاسته راځي. په ښځو کې د ماموګرافي په واسطه منظم معلومات * اخیستل شوي او مطالعه کېږي.

لومړي په خپل وخت تشخيص په مصنوعي ډول د تشخيص او مرګ ترمينځ وخت زياتوي، د موثري درملني په نه موجوديت کې، د موثريت لپاره د ماموګرافي په واسطه سکيننګ بايد د مرګ مير اندازه کمه کړي (د ښېلګې په ډول په هر کال کې دتيونو د سرطان له امله 100,000 ښځې مري) ددې لوي جميعت د مړيني د کنترول لپاره په هغه ښځو کې چې عمر يې د 50 کالو څخه زيات وي د 20-39% څخه زيات دي، د ماموګرافي په واسطه د ښځو د يوي لوي جميعت مطالعه د 50 کلني د کم عمر سره توپير لري، ددې اندازه چې ايا د تيونو د سرطان د مړيني د کچې دا کموالي اعتبار لري. ددې معيار د لاسته راوړلو لپاره بايد د وخت څخه استفاده وشي (اوم څېرکې ته دي مراجعه وشي).

د 50 کالو څخه زيات عمر لرونکو ښځو کې د تيونو د سرطان د ناروغۍ د مشکلاتو سره مخ دي. د 2007 م کال د 40 او 49 کالونو ترمينځ د ميرمينو د جميعت د مطالعاتو له مخې د 7-23% د تيونود سرطاني ناروغيو کچه کمه شويده. سره لدي چې[†] ددې عمر د ګروپ د ښځو لپاره تصادفي کنترول شوي ازموينې ترسره شويدي. د اوږدي مودي د دلايلو له مخې چې په هغه کې د ښځو يو جميعت مطالعه شوي وو. د مثبتو پيښو د ليدو لپاره ماموګرافي شويدي حتي دا کار څو لسيزې د مخه شويدي. په هر صورت د ماموګرافي په کېفيت کې په څرګنده ډول په مراتبو ښه والي مينځ ته راغلي دي.

---

* L.L. Humphrey, M. Helfand, B.K. Chan, S.H. Woolf, "Breast cancer screening: a summary of the evidence for the U.S. Preventive Services Task Force,"*Annals of Internal Medicine,* volume 137, pp. 347–360 (2002).

†K. Armstrong, E. Moye, S. Williams, J.A. Berlin, E.E. Reynolds, "Screening mammography in women 40 to 49 years of age: a systematic review for the American College of Physicians,"*Annals of Internal Medicine*, volume 146(7), pp. 516–526 (2007).

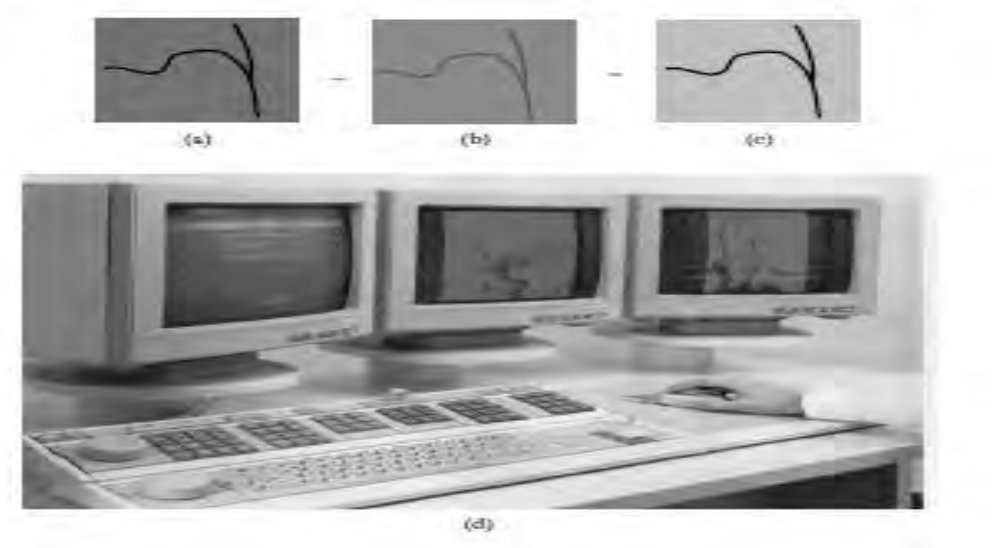
پداسي حال کي چې په ماموګرافي کي د شعاع دوز کم شويدي انتظار کېږي چې ګټه به يې زياته وي. که څه هم د ښځو دجميعت د ډيرو مطالعاتو له مخې د تيونو د سرطان تصادفي کنترول شوي ازمايښتونه د انتقاد لاندي دي خو د 2005 م کال د NIH د سرطان د ملي موسيسي د ارقامو د نتايجو له مخي د تيونو د سرطان دمړيني کچه په 2005 م کال کي د 1990م او 2000 م کالونو په نسبت د امريکا په متحده ايالتونو کې24% کمه شويده په دي مطالعه کي د اوه مختلفو ټولنو سره د تماس له امله د احصايوي کړنلارو څخه کار اخيستل شويدي ترڅو معلوم کړي چې په ماموګرافي کي د تيونو د سرطان په تشخيص او درملنه کې څومره پرمختګ شويدي ددې څيړني نتايج % 65 - % 28 څرګند شويدي چې د ماموګرافي پواسطه دتيونو د سرطان په نارغې کې کموالي راغلي دي ددې موندني په اساس د NIH د سرطان ملي موسيسه په اوسني وخت کې د يوه يا دوه کالو وروسته د 40 کالو څخه د کم عمر د ښځو لپاره په کال کې د يوه يا دوه ځلي د منظمي ماموګرافي د اجراء سپارښتنه کوي.

هغه ښځي چې د تيونو د سرطان د خطر سره مخ دي يا د تيونو دسرطان فاميلي سابقه ولري هغو ته سپارښتنه کېږي چې د ډاکترانو سره د ماموګرافي د معاينې د مخه مشوره وکړي په همدي وخت کي په درملنه کي پرمختګ او دماموګرافي په تخنيکونو کي پرمختګ چي وروسته به پري بحث وشي دا ټول تعهد سپاري چي د تيونو د سرطاني ناروغانو د مړيني کچې به کموي.

5.9 ډیجیټل راډیوګرافي:

په سنتي توګه د ایکس وړانګي د نظري معلوماتو تشریح د فلمونو په واسطه د ناروغیو د تشخیص په چاردیواري کي بنده پاتي ده چي یواځي دقیق کنتراست د ایکس وړانګي په جذب کي دي، په رونټیا سره په سترګو لوي لیدل کېږي دا د ځنو عواملو په ترکیب او یوالي پوري مربوط دي د ایکس وړانګي د شدت په اصلي یا ذاتي محدوده کي د ایکس وړانګي فلم هغه اخیستلي یا نیولي شي (د هغه عرض یا حرکي محدوده)، همدارنګه د ایکس وړانګي د فلم د لیدو لپاره ثابت فارمټ ، ډیجیټلي دیتکتور او کمپیوتري ډیسپلي سیستم دا ټول خنډونه له مینځه یوړل اوسني عصري ډیجیټلي تکنالوژي ته د ډیرو کړنلارو د انتخاب له مخي ډیجیټلي راډیوګرافي ته مخ راواوخت د بیلګي په ډول ډیجیټلي دیتکتور پراخه حرکي ساحه لري چي د ایکس وړانګي په انتقال کي ډیر کوچنۍ توپیرونه هم ثبتولي شي او همدارنګه د کمپیوتر مانیتور کولي شي چې په زرهاوو خاکستري سیورو ته نمایش ورکړي او دهغه په مرسته د متناقص کنتراست پواسطه د نسجونو ترمینځ توپیر وشي. د کمپیوتري آنځورونو پرداز یا رنګ امیزي د ایکس وړانګي د آنځورونو په لویولو سره کولي شي د خاکستري سکېل د اندازي په انتخاب سره د کنتراست په توپیرونو تاکېد کوي، ددې څخه پرته د موجوده معلوماتوڅخه د انځورګري په چالشونو کي ډیره استفاده کېږي.د یوه حیرانونکي بیلګي په توګه په ډیجیټلي تفریقي راډیوګرافي کي، یوه راډیوګرافي چې د کنتراست د عامل د پیچکاري کولو وروسته اخیستل شوي ده، د رنګ د جذب له امله غټه ښکاري، مګر هلته به بیا هم د جذب لوي پس منظر د احاطه شوو نسجونو پوري مربوط دي (a 5.23 آنځور).

که د وينې په رګونو کې د کنتراست ډير کوچنی عامل موجود وي د کنتراست نتيجه به بيا هم ډيره ټيټه وي. په هر صورت که د ماسک ايکس وړانګې آنځور د پيچکاري کولو دمخه اخيستل شوي وي، يواځې د جذب پس منظر د آنځور د جوړېدو زمينه برابروي (5.23b آنځور).



5.23آنځور. د ديجيټل آنځورونو دمفهوم تر شا د راډيوګرافي تفريق. (a) د جالبو جوړښتونو تر مينځ لکه د وينې رګونه او د هغه په شاوخوا نسجونو کې د کم کنتراست پواسطه تقويه شويدي د چې د راډيوګرافي پواسطه معلوميږي (b) د کنتراست د رسانيو په غير پوښل شوي آنځورونه هم تر لاسه کېداي شي. (c) د آنځور توپير چې د آنځورونو د تفريق له مخېڅې په (a) او (b) کې آنځور نيوليدي د کنتراست د عامل د مخې چې په هغه جذب شويدي ليدل کېږي. په نتيجه کې کنتراست د شدت له مخې غلظت لوړېږي دا ډول يو تصادف کولاي شي چې په اساني سره د ايکس وړانګې آنځور اجرا کړي (د زيمنس د کميني طبي الاتو د خدماتو د څانګې په اجازه د هغه بيا توليد)

* O. Olsen, P. Gotzsche, "Cochrane review on screening for breast cancer with mammography."*Lancet*, volume 358 (9290) pp. 1340–2 (2001).† Donald A. Berry, Kathleen A. Cronin, Sylvia K. Plevritis, Dennis G. Fryback, LaurenClarke, Marvin Zelen, Jeanne S. Mandelblatt, Andrei Y. Yakovlev, J. Dik F. Habbema, Eric J. Feuer, "Effect of screening and adjuvant therapy on mortality from breast cancer,"
New England Journal of Medicine, volume 353(17), pp. 1784–1792 (2005).

ددې دوه آنځورونو ترمينځ توپير (د کنتراست په موجوديت اويا دهغه په نه موجوديت کې) يواځې د وينې په رګونو پوري مربوط دي چې کنتراست ته حرکت ورکوي يا د کنتراست محيط لري که دا دوه آنځورونه د رياضي په واسطه نقطه په نقطه محاسبه شي د توپير نقطه يې واضيح کېدلي شي. يوازي د وينې په رګونو کې کنتراست موجود دي (5.23c آنځور).

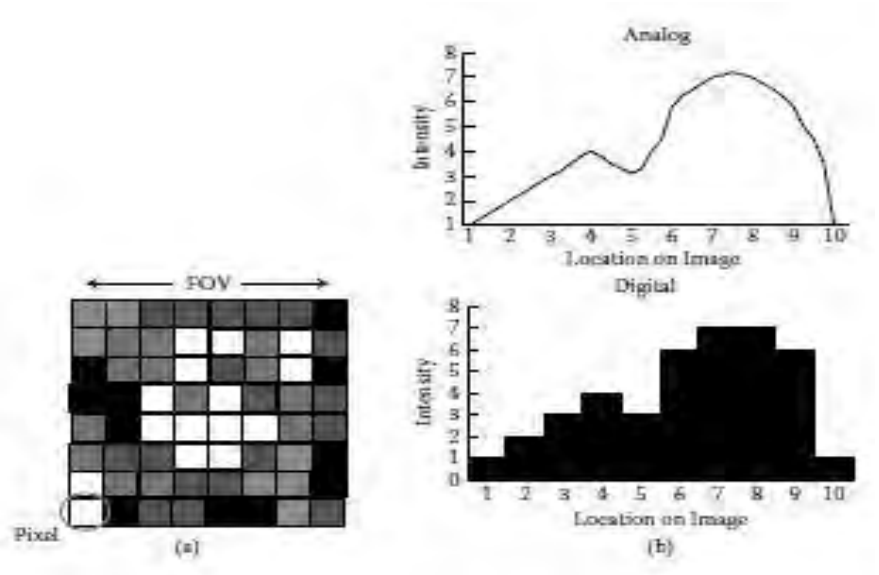
په ډیجټلي تفریقي ماموګرافي کي (DSA) او ارټیریوګرفي، د وینې په رګونو کي د آنځوراخستني د پاره دا تخنیک ګټور دي ځکه چي د وینې رګونه ډیر واړه دي او په هغه کي کنتراست نه زیاتیږي (5.23d آنځور).

ډیجیټلي تفریقي انجیوګرافي نه یوائي دا چي کنتراست ته ښه والي ورکوي بلکه د منحرف شوو هډوکو او د قوي ایکس واړنګي د جذب پواسطه آنځورونه هم اخلي. د پوستکي لاندي پټ معلومات ښکاره کوي. د ایکس وړانګي فلم په خپله د آنځورونو ترمینځ توپیر چمتو کولي شي. د ډیجټلي راډیوګرافي څخه د موثره استفادي له مخي دا او نور تجهزات په انعطاف پذیري سره د کمپیوتر پواسطه په سرعت سره اجراء کیږي. د کنتراست زیاتوالي یا په بل عبارت د آنځور د کیفیت واقعي غټ ښودنه په ډیجیټلي فلورسکوپي کي تفریقي تخنیک کولي شي د آنځور په ښه ښکاره کولو کي د کنتراست په کم حجم او ټیټ تمرکز د استعمال څخه کار واخلي. په ناروغ کي ددي دواړو په اندازه کولو سره د ناروغي خطرات کمیدلي شي. د ډیجیټلي فلورسکوپي ګټې د پرمختللي ډیجیټلي راډیوګرافي سره مشابه دي. د نوروګټوبرسېره د کمپیوتري پروسو د اندازه کولو له مخي د وړانګي دوز په څو مختلفو طریقو کمیدلي شي د بیلګي په ډول د ایکس وړانګي د تیوب عملیاتي پرامترونه کولي شي چي په دوامداره ډول د مطلوب آنځورکیفیت د ورنګي په کم دوز کي تنظیم کړي کیدلي شي چي د ټولي وړانګي دوز په مانیتور کي ډیسپلي شي او د زیات مقدار مخه یې ونیول شي (7 څېرکې) ، د ایکس وړانګي تیوب یوائي د آنځور اخیستني په وخت کي د ایکس وړانګه خپروي. د ډیجیټلي راډیوګرافي لپاره لومړي باید آنځور په عصري

کمپیوترونو کي په مناسب ډول ثبت شي. د کمپیوتر فایل چي د ایکس وړانګي د آنځورونو په هکله معلومات ذخیره کوي په واقیعت کي ددي محیط (متریکس) څخه د ایکس وړانګي د شدت مقدار تیریږي لکه څرنګه چي په (5.24a آنځور) کې ښودل شویدي. هغه کوچني عنصر چي دا ډول آنځور جوړوي د پکسل (د آنځور د عنصر لپاره ډیر لنډ) پنوم یادیږي. د تلویزون او کمپیوتر صفحه دا ډول آنځورونه د ډیرو پکسلونو په مرسته جوړولي شي. د ایکس وړانګي د شدت هر ډول اندازه ګیري د یو صحیح عدد قیمت لاکي او د هغه موقیعت په متریکس کي د عمودي او افقي خطونو انتصاب پواسطه پیژندل کیږي. په ریښتني ژوند کي د ایکس انتقالي وړانګي شدت کولي شي چي د صفر څخه تر 100% پوري انتقال شي. د یو آنځور ځانګړتیاوي په مختلفو فاصلو کي مختلف تعریف شوي دي د دا ډول نور مختلف قیمتونه د قیاسي اعدادو په نوم یادیږي. د بیلګي په ډول د ایکس وړانګي فلم د آنځورد اوپتیکي کثافت یو قیاسي کمیت دي. بیا هم په یو ډیجیټلي آنځور کي د ایکس وړانګي جذب په ثابته اندازه د اعظمي او اصغري جذب له مخې په (5.24b آنځور) کي په خاص ډول ښودل کیږي. دا د اسعارو په قیمت کي د پیسو نرخ ته ورته خبره ده: مونږ په خپله خوښه وایو چې یو توکي په 1.50 یا 1.51 ډالرو پلورل کیږي خو زمونږ د وړاندویني له مخي په اصلي قیمت کي یې زیات توپیر نه وي. کله چي مونږ یو کم مقدار د اعدادو پواسطه بیانوو وایو چي د ډیجټلي اعدادو څخه استفاده کوو.

د هغه د شدت او د هغه د موقیعت په اړه د دوامداره معلوماتو دا بدلول دهغه عددي قیمتونه بدلوي کوم چي په ډیجیټلي آنځور کي یې مونږ غواړو. ځکه چې په ډیجیټلي

تکنالوژي کي د جوړښتونو ترمینځ د توپیر په اړه په ډیجیټلي اعدادو کي د ایکس وړانګي جذب نه ضایع کېږي؟ په پام کي ولري چي د ایکس وړانګي اصلي لیږل شوي شدت د هغه د اصلي فوتونونو د انتقال له مخي اندازه کېږي، برسېره پردي د اهتزازاتو له امله د تولید شوو ګډوډیو له امله تشخیص دقیق نه دي.



5.24آنځور. (a) د خاکستري مربع ګانو ترتیبول د ډیجیټل آنځور په نښه کول دي (b) د ډیجیټل او انالوګ د مقایسي څخه مشابه عداد په نښه کېږي

د بیلګي په ډول که یو څوک وغواړي د ایکس د وړانګي په 1% جذب کې د آنځور توپیرونه واضح کړي نو د صفر او د اکثر حد د جذب څخه د 200 کمیتونو په مساوي فاصلو کې د خپل ذوق له مخي استفاده کوي. دا کاملاً په ځاي استفاده ده. ځکه له هغي وروسته په هره مرحله کې د ایکس وړانګي د شدت د ټول جذب $\frac{1}{200} = 0.5\%$ برابره ده. ډیجټلي کمپیوټرونه د ذخیره کولو او د وړانګي د شدت په اندازه کولو کي د معیاري کمپیوټرونو د دوه ګوني فارمټ څخه استفاده کوي. مور د لا زیاتو پوهیدو لپاره کولي شو پوه شو چي د اعدادو دا سیستم څه ډول کار کوي او په کومه طریقه هغه اعشاریه اعداد بیانوي (5.25 آنځور). هر صحیح عدد په یو اعشاریه عدد باندي

د 0 تر 9 دي چې د 10 په قاعده لیکل کېږي. مثلا(1=10^0) ، (10^1 = 10)، (= 10^2 100) ، .... او داسي نور. چې د بیناري نوښتونو سره مشابه دي چې په کمپیوټرونو کي د اعدادو د بایټونو په نوم یادیږي. د صحیح اعدادو قبلوول (د یوي ټوټې یا توکړي پنوم یادیږي) یا د بایټ په نوم هم یادیږي. د 10 په عوض د 2 قاعدي د طاقت ضربول هر صحیح عدد یواځي0 یا یو قیمت اخلي (د ذخیره کولو اسانتیا په کمپیوټرونو کي د تشخیص د وړتیا لپاره مهم دي) د دوه بیناري اعدادو ترمینځ ډیر کوچني توپیر یواځي یو بایټ دي کوم چې دیوه سینټ ($0.01) په بیعه اهمیت لري. د بایټونو د تعداد ساحه د 12- 8 بایټونو پوري ده چې په 5.25 آنځور کي ښودل شویده. د شدتونو د توپیر اعظمي تعداد د N = bit بیناري اعدادو پواسطه (د کنتراست او ریزولوشن لوړ قیمت مینځته راځي) د 2^N پواسطه تشریح کېږي. دهغه قیمت (256=2^8) ترمینځ دي. دا په پکسل کي د ایکس وړانګي د شدت د بیناري اعدادو لپاره 8 بایټه دي. زمونږ لومړني بیلګي ته په راګرځیدو د 8 بایټو په مقابل کي د 1% توپیر څخه صرف نظر کېدلي شي.

$$235 = 2 \times 100 + 3 \times 10 + 5 \times 1$$

$$= 2 \times 10^2 + 3 \times 10^1 + 5 \times 10^0$$

$$Decimal$$

$$1101\ in\ binary\ is\ 13\ in\ decimal:$$

$$13 = 1 \times 8 + 1 \times 4 + 0 \times 2 + 1 \times 1$$

$$= 1 \times 2^3 + 1 \times 2^2 + 0 \times 2^1 + 1 \times 10^0$$

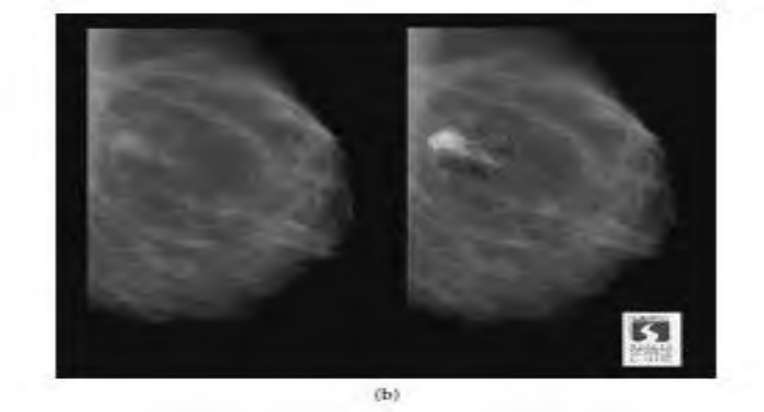
$$Binary$$

$$An\ N - bit\ binary\ number\ can\ repesent\ 2^n different\ value:$$

$Example: a\ 3-bit\ number\ can\ take\ on\ 2^3 = 8\ different\ values:$

000	100
001	101
010	110
011	111

(a)



5.25آنځور. (a) د بايناري او اعشاري اعدادو د سيستم توضيح (b) د ډيجيټل ماموګرافي آنځورمعلوموي چې د آنځور کمپيوتري عټ غټ ښودنه کولاي شي د تومور تشخيص زيات کړي. د بدن په چپ طرف کې د تي آنځور او په ښه طرف کې پيشرفته ډيجيټلي کمپيوتري آنځور ښودل کېږي. امکان لري چې هغه په نا کنټرول کېدونکې ناروغي اخته وه

(Image reproduced courtesy Dr. Martin Yaffe, Imaging Research Program, and Sunnybrook & Women's College Health Sciences Centre, Toronto, Canada.)

څرنګه چې $0.4\% \approx \frac{1}{26}$ دي، پداسي حال کي چې د ماموګرافي پشان تخنيکونه چې د کنتراست څخه په لوړه کچې د توپيرونو څرګندولو ته اړتيا لري نو اړينه ده چې د ډيرو بايټونو څخه کار واخلي د بيلګي په توګه فعلي ډيجټلي راډيو ګرافي سيستمونه د 12 يا 14 بايټه د ايکس وړانګي د انتقال د وړتيا په لرلو سره د $2^{12} = 4096$ او $2^{14} =$ 16384 کميتونو د تشخيص وړتيا لري.د يوه پکسل بعد دهغه دقطار او ستون د پکسلونو د ټولو شمارو له مخي آنځور جوړيږي. د ليد ساحه (FOV) (د آنځور فضائي حد) د لاندي فرمول پواسطه تاکل کېږي:

$$\text{پکسل سايز} = \frac{FOV}{\text{پکسل ستون او قطار}} \quad \ldots\ldots\ldots\

د پکسل سایز نشي کېدلي چې د کوچنۍ دیتکتور څخه کوچني اوسي، که هر څومره د برقي آنځورونو په واسطه ذخیره شوي وي. ډیجیټلي راډیوګرافي سیستمونه کولي شي د پکسل زیاته اندازه ګیري د 100 میکرون او کمه اندازه یې د 50 میکرون په شاوخوا کي معلوم کړي. هغه په خپله د پکسل اندازه په ټیټ حد کې واقع کوي ترڅو ځایې رونټیا د آنځور اخیستني په یوه طریقه هغه په ځایې رونټیا کي واقع کېږي. لدي ځایه د کوچنۍ دیتکتور عناصرو لپاره لوي قالب ضروري دي. د زرهاوو پکسلونو چوکاټونه د یو خط په امتداد د پرمختللي ډیجټلي آنځوراخستني د سیستمونود بیلګي څخه حسابیږي (د کمپیوټر سره په مقایسه کي دا کتاب د کمپیوټر په صفحه کي د رونټیا له مخي 800 x 1280 پکسله لیکل شوي دي) البته بدن په خپله د نسجونو په نریو مربع ګانو یا مکعبونو نه دي ویشل شوي بلکه د آنځور دا مصنوعي ویشل کېدنه د آنځورونو د نقطه یې دیتکتورونو د استعمال او د کمپیوټر د ذخیره کولو د اړتیاوو څخه لاسته راغلي دي. په هرحال که پکسل په کافي اندازه کوچني وي نو زمونږ سترګي نه شي کولي د آنځور ریښتني ماهیت د یوه واضح او صاف شي په توګه تشخیص کړي (5.23d آنځور).

د تلویزون صفحه، د کمپیوټر مانیټور او په مجلو او اخبارونو کي عکسونه هم د کوچنیو نقطو څخه تشکیل شویدي. خو مونږ یواځي د هغه سره د نژدي دقیقي برسي څخه خبریږو. مونږ په همدي ډول دجورجیست سوارټ له خوا همدا مشابه اغیزه د هغه په آنځوراخستنه کي د نژدي فاصلي څخه چي په واقع بینانه ډول واقع شوي دي تجربه کولي شو. ډیجیټلي راډیوګرافي د مختلفو دلایلو څخه یو دلیل دي چي په

ناروغي کي د درملو استعمال د معلوماتي تکنالوژي پوري تړاو لري. د آنځوراخستني د تکنالوژي ټول ډولونه په دې کتاب کي تر بحث لاندي نيول شوي دي چي د ناروغۍ په هکله کافي معلومات خپروي. د خلکو د غوښتنو له مخې په روغتونونو کي دهغه د ذخيره کولو، توزيع کولو او په نمايش ايښودل سره هغه مينځ ته راغلي دي چي د معياري آنځورونو په ترتيبولو کي مساوي اهميت لري. په راډيوګرافي کي مختلف کمپيوټري آنځورونه د درملني او جراحي لپاره د نورو آنځوريزو ميتودونو سره پرتله کېږي او داسي نور. په ډيجټلي راډيوګرافي کي د آنځورونو د ارشيف او ساتلو سيستم (PACS) ددې ډول فعاليت لپاره کار کوي. PACS د کمپيوټري فايلونو لپاره فرمټونه (لکه DICOM د ډيجيټلي آنځور ګري لپاره په طبابت کې ارتباط تامينوي) تعريفوي چي په هغه کي د ناروغ د آنځورونو معياري معلومات ثبت دي دوي د زياتو معلوماتو د ذخيره کولو سره مرسته کوي او هغه د نورو روغتيائي سافټ ويرونو سره شريکوي نو پدي توګه ډاکټران د ناروغ د ناروغۍ د قضيې سره په تړاوو په اساني سره ټول اړوند سکن ته لاس رسي پيدا کولي شي. د بيلګي په توګه حتي که ډاکټران د لابراتواري معاينې په مرکز کې هم موجود نه وي بيا به هم معاينه ترسره کېږي. همدارنګه د ټيلي ميډيسن د نورو ډولونو په څير د ټيلي راډيولوژي په واسطه د ناروغيو د آنځورونو شريکول په دې معنا دي چې راډيولوجستان کولي شي د ډيري وړاندي فاصلي څخه د خپلو همکارانو سره مشوره وکړي ترڅو د چالش بر انګيزه قضيو په اړه تخصوصي مشوري شريکي کړي. هغه آنځورونه چې په فلم کي ساتل شوي وي په ډيجيټلي بڼه بدليدلي شي تر څو په سکنرونو کې دهغه څخه د ځانګرو موخو لپاره کار واخيستل شي. په هر حال هغه

ډيټکتورچې د انتقال شوي ايکس وړانګې شدت اندازه کوي او هغه په اليکټرونيکي طريقو ساتي د فلم پرتله ډير زيات ګټوردي. کله چې دا شدت په ډيجيټلي فارمټ کي ساتل کېږي دا ډول يو آنځور په اساني سره په مختلفو طريقو د کمپيوټر په صفحه ډيسپلي کېدلي شي د ايکس د انتقالي وړانګې د شدت په رابطه د هغه په هر پکسل کي د آنځوراخستني يو امکان شته چې په آنځور کي يوه روښانه نقطه ولټول شي. که چېرې ترټولو زياته ليږدول شوي ايکس وړانګه د آنځور د خړ ډيزاين سره مطابقت ولري نو کوچني ترين روښانه آنځور د وړانګې د فلم د آنځور سره مشابه دي . د آنځوراخستني دا نظريه د ايکس وړانګې پواسطه د آنځور جوړوني سره مشابه ده. ددې نظريې له مخې د روښنايې د درجې څخه د آنځورونو په جوړولو کي په توره او سپينه صفحه کي په خاکستري ډول ښودل کېږي چې لومړي په څلورم څپرکي کې د الټراساوند لپاره پرې پوه شوي وو. په دې ډول د راډيوګرافي معلومات کولي شي د ايکس وړانګې دجذب ضريب تبديل کړي. د هر پکسل لپاره دجذب متوسط ضريب کولي شي د لوګاريتم څخه په استفاده د ايکس وړانګې شدت حساب کړي. د خاکستري آنځور د مقياس دمحاسبې وروسته د ايکس وړانګې د جذب تغيرات په مستقيم ډول ښودلي شي د ډيجيټل آنځور ګړي د محاسبې نور زيات تخنيکونه د مهمو ځانګړتياو لپاره مينځ ته راغلي دي. د بيلګې په توګه په يوه آنځور کي غږونه د نژدې پکسلونو د شدت دمقدار په مينځ کي ګړندي توب کمولي شي. چې په نتيجه کي آنځورتوريږي. په مشابه ډول د فلورسکوپۍ په آنځورونو کې ګډوډي کېدلي شي چې په متوسط ډول د ويډيويې فلمونو په واسطه کم شي په راتلونکي کي به مونږ په نورو مهمو تخنيکونو چې د ونډووينګ په نوم يادېږي بحث وکړو. لکه څرنګه چې د مخه د

بحث لاندي ونيول شوه چې تفريقي ډيجټلي راډيوګرافي يوه کړنلاره ده چې په کمپيوټر کي د ذخيره شوو آنځورونو په مينځلو سره د کنتراست په زياتوالي کي استفاده کوي. د ورته او مشابه نظريې څخه د کنتراست د عامل ځني پرته هم استفاده کېږي، د ايکس وړانګو د مختلفو انرژيو څخه يود بل په فرق سره آنځورونه اخيستل شوي دي. د دوه ګوني انرژي دا ډول راډيوګرافي د انساجو ترمينځ کنتراست زياتولي شي. ځکه چې په ډيرو انساجو کي د ايکس وړانګو جذب د ايکس وړانګي د انرژي پوري مربوط دي. په ډيرو انساجو کي د ايکس وړانګي د جذب ضريب د ايکس په لوړه انرژي کي يو دبل سره مشابه دي خو په ټيټه انرژي کي د ايکس وړانګي د جذب ضريب يو دبل سره توپير لري (د بيلګي په ډول 5.5 آنځور وګوري).

وروسته د لوړي انرژي (125kvp) او ټيټي انرژي (85kvp) د آنځورونو ترمينځ توپير د يوه نوي آنځور د جوړېدو سبب کېږي چې د دوه انرژيو د جذب د اختلاف له امله مينځ ته راغلي دي دا ټولي وړتياوي په ډراماټيک ډول په کمپيوټري توموګرافي کي د استفادي لاندي نيول کېږي. ډيجيټلي ماموګرافي د برقي ديتکتور څخه په استفادې او د کمپيوټري صفحه يې نمايش د تکنالوژي له امله د فلم د سنتي کړنلاروسره توپير لري خو بيا هم ددې ډول تغيراتو مفهوم د پاملرني وړ دي. په اوسني عصر کي ډيجټلي ديتکتور د ايکس وړانګي د فوتونونو د ديتکتور سره يوځاي د تشخيص دثمري په زياتوالي سره روښانه ښه فضاء او ډينامیکي محدوده چې کولي شي نسبت فلمي کړنلاري ته کنتراست زيات کړي ځکه چې فلم نه کارول کېږي. په دې حالت کي کېدلي شي د ډيجيټلي ديتکتور څخه استفاده وکړي. هغه

موانع چې د ایکس وړانګې د انرژي په مخنیوي اغیزه کوي اړین ندي نو په هر صورت د ایکس وړانګې د تولید د سرچینو فلتر کول د هر فرد د سینې د ضخامت په اندازه د ایکس وړانګې انرژي اندازه شویده هماغه رنګه لکه د ډیجیټل د کمرو د آنځورونو په شان د ډیجیټلي ماموګرافي آنځورونه کېدلي شي سپین رنګه یا کم رنګه وي. په کمپیوټر کې د لوړ یا ټیټ کنتراست څخه علاوه دوهم آنځور هم اخیستلي شي. د آنځور د کېفیت د لوړوالي لپاره یو لړ کړنلاري تکراروي چې ددې ټولو لاملونو سره ډیجیټلي ماموګرافي کولي شي په هغه کړنلاره کې د وړانګې د کم دوز څخه استفاده وکړي. د آنځورونو د ثبت کولو وروسته ډاکټران کولي شي آنځور لوي کړي او په معاینه کې یې داخل شي د ډاکټر لپاره شکمني ناحي او د وړانګې د لیږ په برخه کې په آنځورونو کې د لوي بدلون د مینډلو لپاره چې هغه د پوهیدلو وړ ندي د ریاضي قوانین وکاروي (5.25b آنځور).

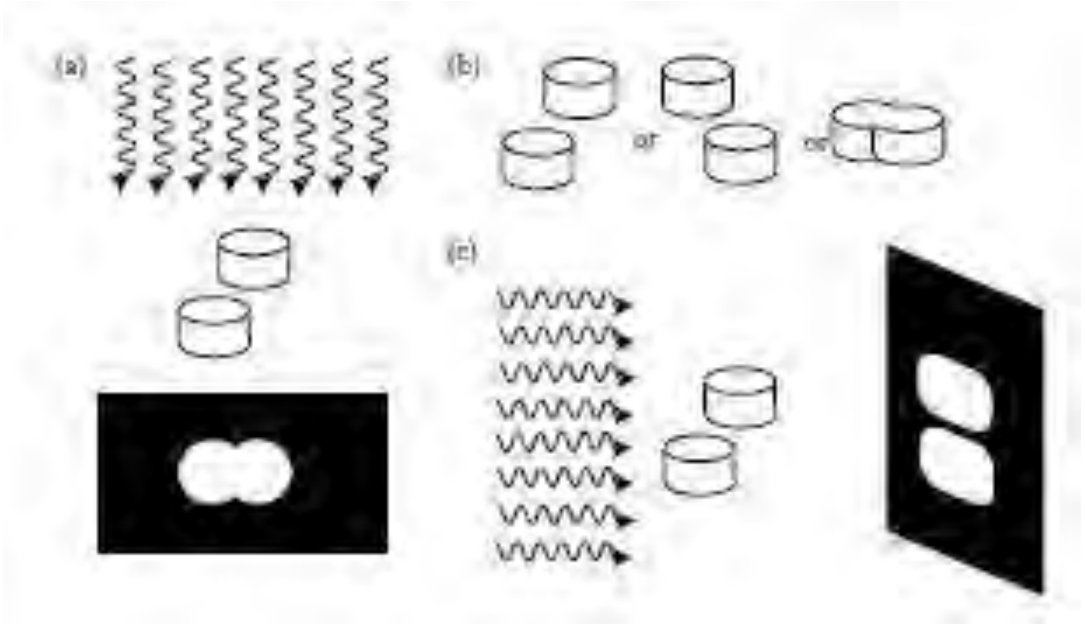
کمپیوټري پروګرامونه د ایکس وړانګې د آنځورونو ډیټابیس د تشخیص لپاره تحلیل اوتجزیه کوي.پایلي د کمپیوټري ایډیټ تشخیص (CAD) د ایکس وړانګې د نوو آنځورونو په ټراوو د لوګاریتمونو د قوانینو په مرسته د تشخیص وړاندوینه کوي. کمپیوټري ایډیټ تشخیص د همدي لپاره کاره ول کېږي. خو تر اوسه په تشخیص کې موثریت نلري. او CAD په پراخه ډول تطبیق شوي دي. تر اوسه د NIH ترحمایې لاندې په 2007م کال کې یوه څېړنه خپره شویده چې په هغه کې ښودل کېږي چې په ماموګرافي کې د CAD څخه په استفادې د هغه په نتایجو کې ښه والي ندي راغلي. ددې لپاره چې معلوم شي ډیجټلي ماموګرافي د تیونو د سرطان په تشخیص

کي د فلم په نسبت ډيره موثره ده د NIH د روغتيا د ملي انستيتوت لخوا يوه کلينکي ازموېنه په لاره اچولي ده چې پدې ازموېنه کې ښودل کېږي چې ډيجټلي ماموګرافي د فلم په نسبت د تيونو د سرطان په تشخيص کي اغيزمنه کړنلاره ده چې ددې ناروغۍ د مرګ او مير په کچه کي يې کموالي راوستي دي پدې کلينکي ازموېنه کي 49500 ښځي د ډيجټلي ماموګرافي پواسطه سکن شوي دي. د ډيجيټلي ماموګرام او فلم د مقايسي په دې ازموېنه کې په 2001م کال کي ټولو ګډون کونکو په فلم باندي ماموګرافي د ناروغۍ په تشخيص کې موثره وګڼله او بيا يې دا نظريه په څو راوروسته کلونو کي تعقيب شوه ددې مطالعاتو لومړنيو راپورونو وښودله چې يو تعداد ښځو چې د ډيجټلي ماموګرافي څخه ګټه اخيستي وه پدې ښځو کي % 65 داسي ښځي وي چې عمر يې د 50 کالو څخه ټيټ وو خو د تيونو تومورونه يې لرل، يا داسي وي چې هغو مياشتني عادت درلورد (مياشتني سرکل). په هر حال هغه ښځي چې په دې ردیف کي واقع ندي په هغو کي د ماموګرافي فايدي ندي ليدل شوي. ددې ټولو پرمختګونو سره د امريکا په متحده ايالتونو کې د تيونو د آنځوراخستني د مرکزونو 32% د تيونو د سرطان ډيجيټلي ماموګرافي واحدونه لري. په دې کي نوري نمګړتياوي مخکې لدي چې راډيولوجستان ډيجټلي دستګاه ته ورشي په دې برخه کې بايد خپلي پوهي ته لوړتيا ورکړي. پداسي حال کې چې دا يو واقيعت دي چې ډيجيټلي سيستمونه د فلمي واحدونو په نسبت زيات لګښت غواړي په ماموګرافي کې بې ساري پرمختګ د تيونو دتوموسنتيزيز (د تيونو هيموګلوبين)(په مختلفو زاويو د اخيستل شوو ماموګرامونو په استفاده د تيونو دري بعدي ليدنه، چې د

تکنالوژي په استفاده به په راتلونکي بحثونو کي شرحه شي، او د تومورونود ښکاره کولو لپاره د کنتراست د عامل زیاتوالي ضروري دي.

5.10 کمپیوټیډ توموګرافي (CT):

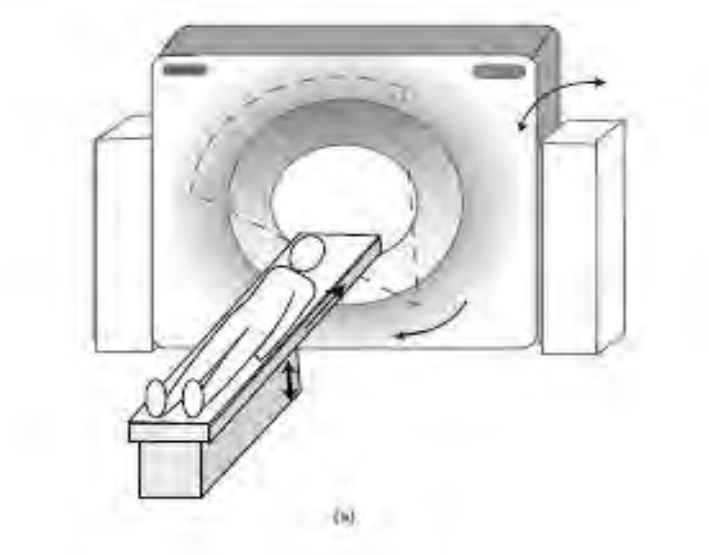
سي ټي اسکېنرونه په موثره توګه د بدن څخه د اناټومي دري بعدي فعالیتونه د ایکس وړانګي د عادي فلیټ د مقطعي عرض آنځورونه څرګندوي پدي کړنلاره کې د ایکس وړانګي پلانول کېداي شي په هغه صورت کې یو څه ګیچ کونکي وي چې د اناټومي جوړښتونه یې یو پر بل پوښلي وي او واضیح نه لیدل کېږي (5.26 آنځور) برسېره پردي راډیوګرافي د ایکس وړانګي طرح ریزي اسانوي د بیلګي په ډول په افقي ډول د تي آنځوراخستنه لکه چي په 5.1(c) آنځور کي ښودل شوي ده



5.26 آنځور. د (a) آنځور دا تشریح کویچې په تقریبي د پوښلو جوړښتونو توپیر ولي نشي کولي دا روښانه نه ده، د بیلګي په ډول د کومو دري انتخابو څخه په واقعیت کې په جذب کوونکېچې ځائي سپین والي لیدل کېږي. (b) په ساده ډول د معلوماتو دوهم پروجکسن د (a) څخه کولاي شي دوه جذب کوونکي دري بعده آنځور وښایي. دا روښانه ده چې بل انتخاب 1 یا 2 د (a) د برخي څخه ممکن وي خو د دریم انتخاب پوري اړه نه لري. دریم پروجکشن پواسطه ددې ترمینځ توپیر کولو امکان شته

ممکن ده چې د سي ټي په مرسته یو ډاکټریو آنځور په واضح ډول معاینه کړي او په یوه وخت کې د بدن یوه برخه د سي ټي په واسطه واضح کېدلي شي. یو د بل په واسطه د آنځورونو پوښیدل د مینځه ځي او مختلف غړي په اساني سره یو د بل څخه د داخلي جوړښت د تحلیل له مخې په اساني سره لیدلي شي. ځکه چې سي ټي د کنتراست په مقابل کې حساس دي او هغه لوړوي. په اسکلیټ کې د ایکس وړانګې جذب د بدن د نورو برخو جزویات له مینځه نه وړي په نتیجه کې سي ټي د نرمو انساجو په معاینه کې چې د سنتي راډیوګرافي په طریقه یې معاینه مشکله ده موثره معاینه ګڼل کېږي. د سي ټي ددې اهمیت له مخې په جراحي عملیاتو کې د جراحانو لپاره د غوره آنځورونو د اماده کولو پلان وړاندي کوي چې ځانګړي برخه په عملیاتو کې وویني. دا ځکه چې د سي ټي په واسطه د بدن په مختلفو برخو کې د ایکس وړانګې جذب په مستقیم ډول اندازه کېږي. سي ټي د اوپټیکي تشخیص او درملني یوه مهمه برخه ده. ددې څخه علاوه د سي ټي سکن څخه د بدن د نسجونو د تراکم یا غلظت په اندازه کولو کې هم استفاده کېږي د سي ټي یوه بله ځانګړي ګټه په هډوکو کې د اوستوپروسیس د ناروغیو په شان د ناروغیو معاینه او مطالعه اسانوي. پدي اړه به په راتلونکو برخو کې بحث وشي د بیرون څخه د سي ټي سکنر یوي لوي ډوډي یا یولوي ګرد کېک سره شباهت لري چې د استواني سوري یې 70cm قطر لري (5.27 آنځور). د یو سړي سکن لپاره هغه په متحرک میز څملوي او بیا هغه ته د استواني د سوري په طرف حرکت ورکوي. څرنګه چې په یوه وخت کې د بدن یوه برخه معاینه کېږي، خو اسکنر د هغه په عوض ټول بدن معاینه کولي شي. لدي ځایه هغه څوک چې اسکن کېږي هغه په اساني سره نه محدودیږي.د سي ټي دا ډول آنځوراخستنه په

داخلي جراحي (بطني جراحي) کي په طبي عمليه کې د يوه لارښود په حيث تري استفاده کېږي.



5.27آنځور. (a) توضيح او (b) د اسکنر د آنځور د آنځور د معاينې په وخت کې ناروغ د ميز په سر پريوزي چې پرمختللي توګه د اسکنر په دايروي قسمت کې ميز داخليږي (د زيمنس د کمپې د طبي الاتو د جوړونې د څانګې په اجازه دوهم ځل لپاره جوړ شويدي

د سي ټي سکن پر مهال د بدن د مختلفو برخو لپاره ايکس وړانګه راټوليږي په کمپيوټر کې دا وړاندوېنه ذخيره کوي او بيا د رياضي د قوانينو په مرسته په يوه ساحه کې د بدن مقطعي آنځور حسابوي. د سي ټي سکن په واسطه په بدن کې دري بعدي معلومات د بدن په مختلفو نقطو کې د کراس سکشن په ډول اخيستل کېږي. د يوه کمپيوټر په لرلو يو دري بعدي آنځور جوړه وي چې د سکيننګ پواسطه مينځته راغلي دي مقايسه کېدلي شي. تر هغه ځايه چې سي ټي اسکن د ايکس وړانګي يو ډول دي چې د هغه په معاينه کې دردونه نه احساسيږي د سي ټي سکنر په داخل کې د تجهزاتو يوه پراخه مجموعه شته چې پکې ايکس وړانګي د توليد منبع او دايکس وړانګي زيات ديتکتورونه واقع دي پداسي حال کې چې د سکنر د ډيزاين مختلف ډولونه ممکن دي، د پوهيدو ترټولو اسان او ساده ډيزاين په 5.28 آنځور کي ښودل

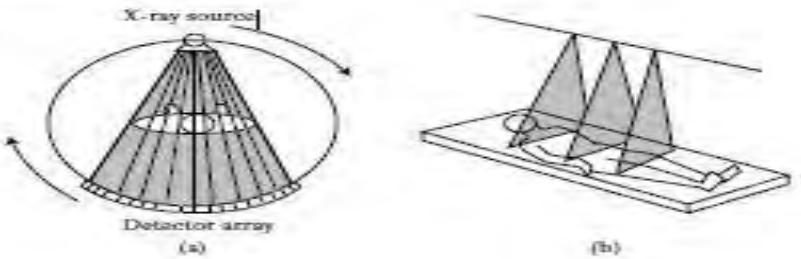
شوي دي. د ایکس وړانګي د تولید د منبع په مقابل کې منحني ډوله دیتکتور واقع دي چې د یوي پکي په شان د شخص بدن ته د ایکس وړانګه خپروي. د ناروغیو په تشخیص کې د ایکس وړانګي د فوتونونو د بې حده لوړي انرژۍ څخه استفاده کېږي د ایکس دیتکتور او ایکس وړانګي د تیوب ترمینځ اړیکه ثابته ده، چې د ناروغ په شاوخوا یوځای څرخیږي (5.28a آنځور).

د سي ټي یو ځانګړي ډیزاین ممکن دي چې 900 الیکترونیکي یا ګازي دیتکتورونو څخه استفاده وکړي لکه څنګه چې په عادي ایکسري کې د ایکس وړانګي د تولید منبع ایکس وړانګه په مستقیم خط د ځانګړو دیتکتورونو په طرف خپروي. هر یو یې په بدن کې د ایکس وړانګي جذب د یوه خط په امتداد اندازه کوي پدي ډول آنځوراخستنه کې د دیتکتور څخه د استفادي د مخه د هغه په مقابل کې کولیماتور اینبودل کېږي تر څو پراګنده ایکس وړانګي وپیژندل شي. د راډیو ګرافي پر خلاف دا ډول دیتکتورونه په بدن کې د نازکه برخو نقشي اندازه کولي شي.



(b)

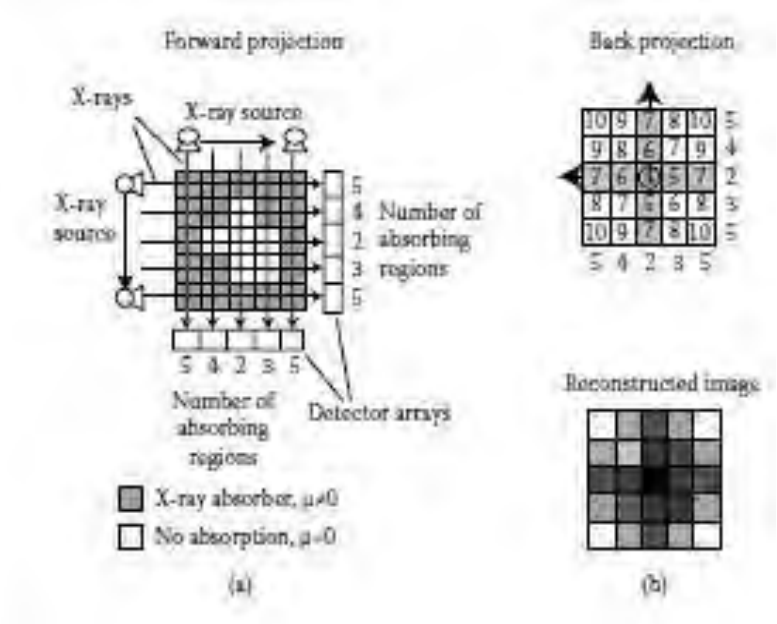
re 5.27 (continued).



5.28آنځور. د سي ټي اسکنر د منبع او ديتکتور هندسي امکانات. (a) دواړه منبع او د منحني ډوله ديتکتور يو د بل په خوا کې واقع کېږي د يوې الوتکې په شان د بدن په مختلفو برخو کې په مختلفو زاويو سره د آنځورونو پروجکشن ثبتوي (b) د پوره اندازه کولو وروسته ناروغ اسکنر ته نژديکېږي، ټوله عمليه بيا کتنې د پاره تکرار وي.

په هر صورت د ديتکتور په واسطه د بدن د مختلفو برخو ښودل په دې عنوان چې هغه د بدن په شاوخوا څرخيدل ثبتوي. د بدن د يوې برخې په شاوخوا کې د يو مکمل دور وروسته، په بدن کې نورو برخو ته حرکت کوي. په همدې ډول ټوله کړنلاره بيا تکراريږي (5.28b آنځور). ځکه چې په سکنر کې آنځوراخستنه، مقطعي آنځورونه لاسته راوړي(د ايکسل نقشه) لکه چې يوسړي په افقي سطح ولاړ وي (5.28b آنځور). سي ټي سکنرکولي شي د عين برخې زاويه جوړه کړي (5.27a آنځور).

د سي ټي سکنر په طريقه چې د هغه اټکلونه په يوه آنځور بدليږي خورا پيچلي کار دي. زمونږ په سترګو کې د شباهت له مخي ستيروسکوپ د ژوري ليدني لپاره دي. د دوو استقامتونو له طرفه د شيانو ليدل چې يو يې د هري سترګې په واسطه دري بعدي تشخيص وکړي. د ايکس وړانګو د اټکلونو د بدلولو لپاره د رياضي بيلا بيل قوانين موجود دي چې دهغه په واسطه مقطعي آنځورونه څيړل کېږي. مګر مونږ په دي ځاي کې د بيک پروجګشن د عمومي فلتر څخه استفاده کوو د بيک فلتر ترشا اساسي نظريه 5.29 آنځور کي ښودل شوي ده. (د اسانتيا لپاره، د ايکس وړانګې د توليد منبع ډيري موازي وړانګې خپروي، او همدارنګه دا ميتود له پکي ماننده وړانګې لپاره هم استعماليږي). د سکن پر مهال، هغه څه چې د ديتکتور پواسطه ثبت کېږي د فارورډپروجکشن په نوم يادېږي. هر ديتکتور د ايکس وړانګې د شدت د اندازه کولو په وخت کي د بدن مقطعي ته داخليږي.



5.29آنځور. د سي ټي د آنځورونو په توليد کې فلتر شوي پروجکشن په خاکستري مقياس سره اسکن شوي نسجونه په هغه کې د وړانګې د جذب د ضريب څرګنده ونه کوي. (a) د دوه منابعو او ديتکتور لپاره د اټکلونو رامينځ ته کول دي. (b) د اصلي جذب کوونکې منبع د بختونو بيا جوړونه د راتلونکې پلان د مخې.

د ایکس وړانګي شدت په جسم کې د نفوذ څخه علاوه هم اندازه کېدلي شي. ددې معلوماتو څخه د یوخط په امتداد د ایکس د جذب مجموعه حسابیږي (5.29a آنځور). د ایکس وړانګي جذب د دیتکتور پواسطه حساب او د یو عدد پواسطه ښودل کېږي چې دهر دیتکتور د پاسه په یوه سیوري لرونکي خانه کي ښودل کېږي. وروسته د فارورډپروجکشن د مختلفو زاویو لپاره اندازه کېږي. که مونږ د بیک پروجکشن یوه عملیه طرحه کړو نو د ایکس وړانګي د جذب پواسطه به اصلي نسجونه بیا ځلي ترمیم شي (5.29b آنځور).

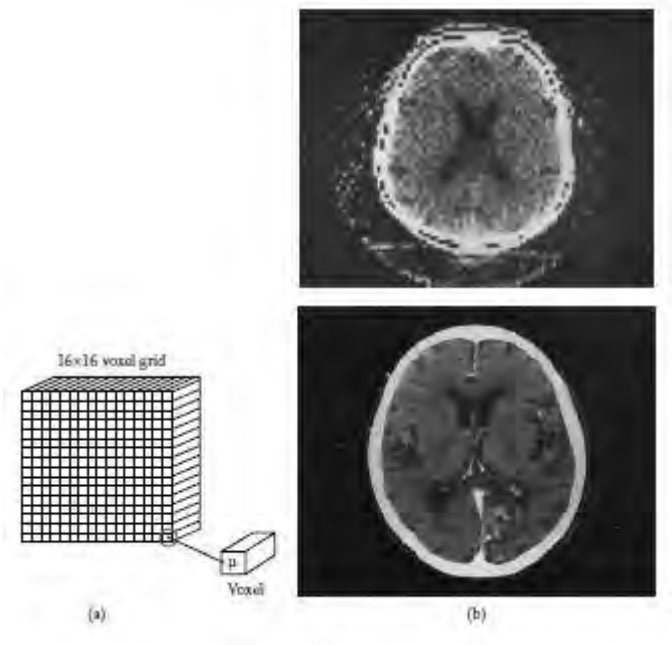
په ګرافیکي ډول بیک پروجکشن په هر دیتکتور کې ایکس وړانګه شاته تنبوي. د دا ډول بیک پروجکشن ترمینځ یو دبل پواسطه د ساحو پوښل په هر دیتکتور کې د ایکس وړانګي د جذب مجموعه د بیک پروجکشن پواسطه تاکل کېږي. د ایکس وړانګي داخلي جذب متریس خاکستري ډوله آنځورنه ډیسپلي کوي بیک پروجکشن د داخلي جذب نقشه په واضح ډول نه ښکاره کوي. د بیلګي په ډول په هغه ځاي کې چې آنځور اخیستل شوي دي د ایکس وړانګي د واقعي جذب سره مطابقت نلري. او د نرمو جوړښتونو د آنځورونو لپاره یې شرایط برابر کړي دي. په هر صورت که لومړي یوه پشبیني شوي اندازه ګیري د ریاضي د قانون پواسطه چې دفلترینګ په نوم یادیږي سرته ورسیږي د بیک پروجکشن پواسطه د آنځورونو بیا جوړونه دا ډول نیمګړتیاوي کموي. د سي ټي سکن په واسطه د آنځور بیا جوړونه د ریاضي په واسطه اسانیږي خو په هغه کې یو تعداد زیاتي تکراري محاسبي داخلیږي ددي ډول تخنیکونو دلایل د 1970 م کال په لومړي لسیزه کې چې ممکن وو هغه دا وو چې په

دې لسیزه کې ارزانه کمپیوترونه کارول کېدل د سي ټي آنځورونه بیا هم د ډیجیټل په ډول وي. هغه پیکسلونه چې د ډیرو کوچنیو حجمونو مقطعي آنځورونه جوړوي د واکسیل په نوم یادیږي (د عنصري حجمونو لپاره) (5.30a آنځور).

هر واکسیل یوه کوچني جعبه ده چې ابعاد یې په هر طرف د یوه ملي متر د دریمي برخي یا تر هغه هم کوچني وي د واکسیل ضخامت د هغه برخي د مشاهدي څخه لاسته راځي چې د ایکس وړانګي په واسطه سکیننګ کېږي. یا د کلیماتور پواسطه تعریف کېږي چې په دیتکتور کې تنظیمیږي د سي ټي سکن ځایې رونوالي د واکسیل د سایز له مخې ټاکل کېږي، همدارنګه د مشابه هندسي فکتورونو پواسطه هم ټاکل کېږي چې مخکې د راډیوګرافي لپاره تشریح شوي دي، په عمل کې د ډیرې کوچنۍ ځایې رونټیا د یوه ملي متر څخه کمه ده. د یوه محوري توموګرافي لپاره په نمونوي ډول د متریس 512 x 512 یا 1024 x 1024 واکسیل څخه تشکیل شوي ده. دا په دې معنې ده چې د 260000 څخه زیات یا یوملیون د کراسکشن خاکستري آنځورونو لپاره مقایسوي ارقام ذخیره کېدلي شي.

څرنګه چې دا ډول دري بعدي آنځورونه د ډیرو دا ډول مختلفو برخو څخه جوړ دي هغه معلومات چې د دا ډول آنځور ګړي د تخنیک څخه لاسته راځي په کمپیوټر کې ذخیره او د کارولو په وخت کې تري استفاده کېږي په تیوري کې په لویه کچه ځایې رونټیا د سي ټي په مرسته لاسته راځي چې د وړانګي د اغیزي او د ایکس وړانګي د شدت د ترکیب څخه دا کار ممکن دي. د ځانګړو مایکرو سکنرونو په څیړنو کې کارول کېږي کېدلي شي (10^{-6}m) مایکرون درجه بندي په پورته جزویاتو سره ولیدل

شي خو بياهم د واکسيل د سايز په کمولو سره لزوماً د ايکس وړانګي په دوز کې زياتوالي راځي دا ځکه چې د سي ټي په آنځورونو کې د ايکس ګډوډي لويه منبع د انتقالي ايکس وړانګي په تعداد کې تغير دي کله چې يو آنځور د ډيري رونټيا لپاره په ډيرو واکسيلونو ويشل کېږي هغه رون ښکاري، تردې وروسته د انتقالي ايکس وړانګي تعداد هم په وړو برخو ويشل کېږي



5.30آنځور. د واکسيل په مرسته آنځور جوړيږي. (a) د آنځور د مترکس له خوا واکسيل ځنګه توليديږي. د ACT اسکن پواسطه د بدن په يوه کوچنۍ برخه کې د ايکس وړانګي د جذب متوسط ضريب(μ) قيمت اندازه کېږي. (b) ټيټ (پورته) او لوړ (لاندې) د مغزو د فرعي برخې آنځورونه ځانګړي پيکسلونه د آنځور په مخ د آنځور په رون والي لاندې آنځور د پورتنۍ آنځور په نسبت روښانه ښکاري(د زيمنس د کمپنۍ د طبي الاتو د ځانګې د اجازې له مخې بيا توليد شويدي.

دا په دې معنې ده چې په هر واکسيل کې د ډيري کمې ايکس وړانګي تر ځارنې لاندې آنځور رون ښکاري، او آنځورونه په غيري مترقبه ډول د ايکس د منبع د ډير شدت له امله غير قابل قبول ښکاري. يا دا چې دايکس وړانګي د قوي منبع څخه دي استفاده وشي او يا ناروغ ته دي ډير وخت لپاره شعاع ورکړ شي. يا په بله طريقه په بدن کې ډيره ايکس وړانګه جذبيږي. په دې توګه پورته ذکر شوي واکسيل ددې تخنيک

عملي حدود څرګندوي. په داسي حال کې چې د ډیرو طبي تشخیصي برنامو د تطبیق لپاره کاملاً مناسب دي. پداسي حال کي چې دا ډول پریکړه مونږ ته اجازه نه راکوي د بیلګې په ډول په سترګو کې د وینې باریکه رګونه، د هډوکو مناسب جوړښت یا ځانګړي حجرات چې کولي شو هغه آنځور کړو. د سي ټي د سکنر پواسطه په مقداري ډول د ایکس وړانګې د جذب معلومول د سي ټي د شمېر په نوم یادیږي. چې واحد یې هینډز فیلډ دي. د سي ټي شماره په انساجو کې د ایکس وړانګې دجذب ضریب څخه په اوبو کې د هغه د جذب د ضریب د تفاضل او په اوبو کې د جذب د ضریب په نسبت ضرب 1000 سره مساوي دي.

$$CT_{number} = \frac{\mu_{tissue} - \mu_{water}}{\mu_{water}} \text{ ..... } 5.16x\ 1000$$

اوبه داسي تعریف کېږي چې په هغه کې د سي ټي شماره صفر ده، پداسي حال کې چې د غوړزنو نسجونو د سي ټي شماره د صفر څخه ټیټه ده او په ډیرو نورو انساجو کې د سي ټي شمېره د صفر څخه ډیره لوړه ده د سي ټي لوړه شمېره په هډوکو کې ده او ټیټ ترینه شمېره یې د سږو او کولمو په هوا کې ده هغه کوچني شمېره چې د سي ټي په شمېره کې معلومیږي دا ښکاره کوي چې څومره د جذب کوچني فرق ساتل کېدلي شي. لکه څرنګه چې په تیرو برخو کې تشریح شوي وو د ایکس وړانګې د شدت د اندازه کولولپاره د دیتکتور استعمال کولي شي چې د دقیقو ترمینځ د تغیراتو توپیر وکړي سي ټي سکنر د ایکس وړانګې د جذب د ضریب د مساوي قیمتونو ترمینځ توپیر کولي شي. د مختلفو نرمو نسجونو ترمینځ د ایکس وړانګې په کوچني جذب کې د بدلون له امله د سي ټي پواسطه اندازه او ښودل کېدلي شي. د سي ټي آنځورونه

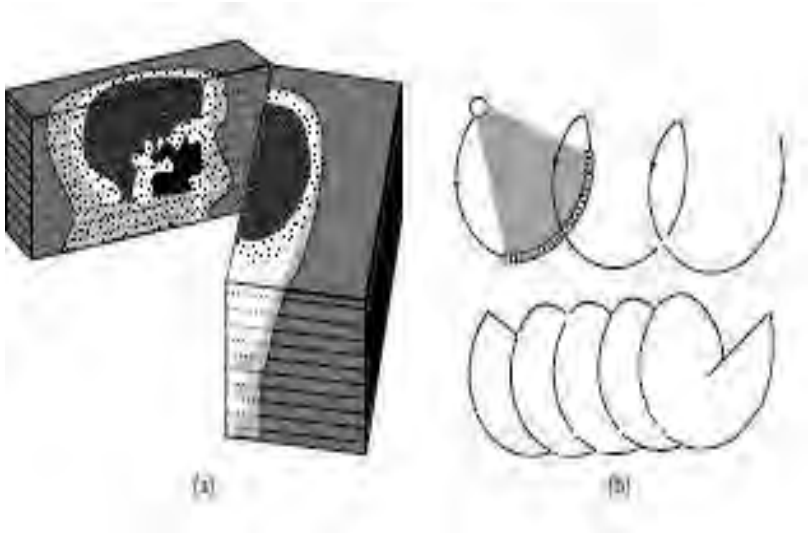
په روښانه ډول د غړو، د ويني د رګونو او د نورو نرمو آناتوميک جوړښتونو د توپير لپاره کارول کېږي. او په توپيرکې يې د کنتراست د موادو اړتيا له مينځه ځي. خو که بيا هم په ځانګړي ډول په راډيو ګرافي کې د ويني د جريان په مطالعه کې د کنتراست د کم مقدار رنګه موادو څخه استفاده کېږي د بيلګې په ډول په سي ټي سکن کې د زينون ګاز (z=54) کولي شي په مغزو کې د ويني د جريان آنځور د زينون او اکسيجن په واسطه سکن کړي. همدارنګه چې زينون په وېنه کې جذبېږي، راډيواکټيف زينون د ايوډين د کنتراست او دهغه د خطراتو د موجوديت څخه علاوه ويني ته ورځي او هغه آنځوروي. په سي ټي کې ټول ډيجيټلي آنځورونه په اساني سره ډيسپلي کېږي. او د عادي راډيوګرافي په نسبت يې د کنتراست حساسيت ښه شويدي.

د بيلګې په ډول که يو آنځور د ايکس وړانګې د مختلفو طيفونو په جذب کي شعاع جذب کړي د آنځورونو د غټ ښودني دي ځانګړي ميتود ته ويندووينګ وائي دا ميتود کولي شي د آنځورونو په سمون کې کار وکړي او يا د هغه څخه استفاده وشي د بيلګې په ډول په 5.31 آنځور کې د بدن په آنځوراخستنه کې دواړه هډوکي رينوپاتيک (د ملا فقري او دندانې) همدا ډول سږي راډيو لوسينټ کېږي. که د سي ټي د شمېري پراخه طيف په مستقيم ډول په خاکستري مقدارونو واقع شي هډوکي رنګه او سپين ښکاري. او سږي په مساوي توګه په لږه توره ساحه کې معلوميږي . د ويندووينګ پواسطه د خاکستري سکېل د آنځورونو ټوله ساحه د سي ټي د شمېرو پواسطه اندازه شويده د بيلګې په ډول خاکستري سکېل يواځي د نرمو انساجو په يوه کوچنې محدوده کې د سي ټي په تغيراتو پوري مربوط ده په 5.31a آنځور کې دا

ډول یوه ویندو تعریف شوي ده چې په هغه کې ټوله پاملرنه سږو ته اړول شوي ده او د سږو سره تړاو لري. د سي ټي پواسطه په دې ډول آنځور کې دا ډول ستونزي د حل وړ دي ځکه چې په سږو کې د سي ټي شمېري ډیري ټیټي دي نو لدي امله نور ټول جوړښتونه په موثر ډول او مناسب اکسپوز ورته اضافه شوي دي. خاکستري سکېل کې ټول سپین رنګ معلومیږي.5.31b آنځور دا ډول مقطعي آنځور څرګندوي، چې هغه د دوه ویندوګانو پواسطه تیار شوي دي چې په یوه ویندو کې سږي لیدل کېږي او په بله ویندو کې نرم انساج ایکسپوز کېږي. څرنګه چې د سي ټي آنځورونه جوړشوي دي هغه د اکسیل په کراس سکشن کې ساتل کېږي. د دري بعدي آنځورونو د لاسته راوړلو لپاره یوه طریقه داده چې د یوه تعداد زیات مقطعي آنځورونه په جداګانه ډول اندازه شي، چې یو بل یې پوښلي دي.



5.31آنځور. (a) د سینې د محیطي تقاطعي آنځور د ښودلو د پاره یوه کلکښن چې شته چې ددې پواسطه په سږو کې ټول جزیات په اساني سره تشریح کېدلي شي نور ټول د راډیو سیګنالونو پواسطه په مشابه ډول سپین ښکاري (b) همدا آنځور کولاي شي چې د عضلاتو او نرمو نسجونو تر مینځ توپیر معلوم کړي. دوه مختلفي کلکښن چې ددې هدف دپاره استعمالیږي (د زیمنس د کمپني د طبي الاتو د څانګې په اجازه بیا تولید شویدي)



5.32آنځور. (a) د اکسیل د مختلفو برخو دخیره کولاي شي دري بعدي آنځور مکمل کړي دلته قطع شوي موج د افقي دري اړخیزه آنځور د جوړوني د پاره استعمالږي (b) د ایکس د منبع د جوړه یز حرکت تشریح او د ډیتکتور پواسطه د آنځور رونبانه کول او په نتیجه کې د آنځور توپیري برخي ریکارډ کیږي.

او بیا کمپیوټر د ریاضي په بڼه د آنځور توکړه توکړه قطع شوي برخي راټولوي (5.32a آنځور). د اکسیل د آنځور اخستني پدي طریقه کې د ناروغ د بدن څخه د ایکس وړانګي تیریږي دا طریقه (شیپ او شاټ) پنوم یادیږي په واقیعت کې پرمختللي څو آنځوریز سي ټي سکنر یو مخروطي شکله نور (لکه پکي ډوله وړانګه) په مساوي وختونو کې دیتکتورونو ته زیاته تشعشع ده چي په سل هاو ځانګړي دیتکتورونه یې په برکي نسي. دا ډول سیستمونه کولي شي د 30 ثانیو په مساوي وخت کې ډیرځلیز اکسیل سکنونه اجراء کړي. ډسپیرال یا سلیکل سي ټي تخنیک د دي تکنالوژي په طریقه جوړ شوي دي چي د بدن د لویو او پنډو برخو سریع تر اسکنونه ترسره کړي. د(توکړه توکړه) پرتله د بدن په ډیرو هوارو سطحو پیچ کړي شوي سي ټي د دوامداره مار پیچ سي ټي پواسطه مقطعي آنځورونه اخلي. (دا هماغه څه ته ورته دي چي د توکړي کولو ترمینځ توپیر د یوي منې د قطع کولو د هغه د توکړو بیا قطع کول د

مارپیچ سکنر پواسطه په دوامدارډول مقایسه کېږي د سي ټي سکنر دیتکتور په عمل کې د هغه دوامداره ګردش کولي شي د بدن څخه ژباړه وکړي (5.32b آنځور).

څرنګه چې د هري توکړه شوي برخي مقطعي د خپل څنګ هم پوښي تنظیم کړي دا په دې معني ده چې ځایې ریزولیشن په ښه ډول کولي شي د توکړو قطع شوي برخي شیپ او شاټ ښکاره کړي. په هغه ځاي کې چې د نور عرض د توکړه شوي برخي ضخامت ټاکي نو په نتیجه کې اوس واکسلونه کولي شي چې په ټولو خواؤ په 0.3mm ځایې ریزولیشن کې مساوي ابعاد په برکي ونسي د سي ټي ټول مارپیچي سکنونه کولي شي په یوه ثانیه او د هغه څخه په کم وخت کې لوي آنځورونه په ډیر سرعت اخلي. او هم د زړه د سریع حرکت آنځوراخستنه کولي شي چې د ډیر وخت لپاره د ناروغ د تکلیف سبب نشي (لکه کوچنیان) په اوسني وخت کې د امریکا په متحده ایالاتونو کې 60% روغتونونه د سي ټي مارپیچي سکنرونه لري چې له هغه څخه په آنځور اخستنه کې پراخه استفاده کېږي. ځکه چې په دې روغتونونو کې لوي او واړه سي ټي سکنرونه په منظم ډول د طبیبانو په واک کي دي.

د مارپیچي سي ټي سکنر څخه د سږو په آنځور ګري کې د سرطاني ناروغیو په تشخیص او مطالعه کې استفاده کېږي ددې واقیعت په منلو سره چې د سږو د سرطان له امله په متحده ایالاتو کې مړینه عادي ده. دا ډول ثبوت نشته چې په اوسني وخت کې د سیني د ایکس ري یا مارپیچي سي ټي سکنر یا د دواړو د یو ځاي کولو له امله د سږو سرطان په اساني تشخیص کېږي. یعني تشخیص یې یو تر بله توپیر لري یعني داسي شواهد نشته چې د سګرټ څکونکو له ډلي فوري تشخیص دي وشي او د هغو

ژوند ته دي نجات ورکړي. د سګرټ څکونکو له ډلي څخه 170000 کسان په هر کال کې د امریکا په متحده ایالاتو کې د سږو د سرطان د ناروغیو څخه تشخیص کېږي. د سږو د سرطان ددې ناروغي څخه په هرو دوه کالو کې 90% خپل ژوند دلاسه ورکوي. په هر صورت د سرطان په نورو ډولونو کې هم همدا جریان صدق کوي. د سرطاني ناروغیو ژر ترژره تشخیص کولي شي د موثره درملني سبب شي او د مړيني کچه راټیټه کړي. د دا ډول تشخیص او درملني احتمالي ګټه زیاته ده، د 90 ملیونه سګرټ څکونکو سرطاني ناروغانو لپاره په اوسني یا تیر وخت کې د امریکا په متحده ایالاتو کې دیوه کس د تشخیص مصرف په یوه سکن کې د 300 څخه تر 1000 امریکایي ډالره دي.

سربیره پر دي په اوسني وخت کې هیڅ داسي شواهد نشته چي مارپیچي سي ټي سکنر دي وکولي شي چي د سږو د چټک سرطان مخه دي په بیړني ډول تشخیص او درملنه کړي. یوائي لوي او واړه تومورونه تشخیص کوي پایلي یې بتي کېږي. په دې کي بله ستونزه داده چې دا تخنیک ایا یوائي د رښتیا ضد سره سروکار لري. د نوډل څراغونو په واسطه د مشکوکو ناروغیو لټول د همدي څراغونو پواسطه اجراء کېږي، دا طریقه د بایوپسي: غیري ضروي جراحي ته لار برابروي په اوسني وخت کې د امریکا په متحده ایالاتونو کې د روغتیا ملي اداره د پراخه نفوذ څخه په طرفداري په دې مطالعه بوخته ده تر څو د طبي عمومي خداماتو دي پوښتنې ته واضیح ځواب پیدا کړي. د سږو په ناروغۍ کې ملي اداري په 2002 م کال کې خپل فعالیت پیل کړ چې په هغه کې د مارپیچي سي ټي سکیننګ او په سږو کې د ایکس وړانګي د

تشخیص ازموښنه پیل شوه چې د نتایجو څخه یې معلومه شوه په دې ناروغۍ کې 20% کموالي راغلي دي. د سګرټ د معتادینو په 50000 یو ګروپ کې د مارپیچي سي ټي سکن یا ایکس وړانګې پواسطه د سږو د سرطاني ناروغیو د تشخیص لپاره انتخاب شو چې ټول اته کاله کېږي.

د پروستاټ، سږو، کولوریکټال او رحیم (PLCO) د سرطان سکن نظر د سږو سرطان ته پرتله شوي دي، د خلکو په لویه ډله کې د سږو د سرطان د مړینې کچه دسرطان د کنترولي ډلي په مرسته د ایکس وړانګې پواسطه تشخیص او کنترول شویدي. د 2006 م کال د لومړنیو نتایجو څخه معلومیږي چې د ایکس وړانګې پواسطه د سږو لومړني سرطانونه تشخیص شوي دي چې مصرف یې زیات ؤ. د روغتیا د ملي اداري د کنسرسیوم په حمایه داسي طرحه ترتیب شوه چې څرنګه کولي شوو د سرطاني ناروغیو په تشخیص کې د مارپیچي سي ټي څخه د یوه غوره منبع په ډول استفاده وشي ترڅو په زده کړه او څېړنه کې عملي کومک وکړي. د بیلګې په ډول د لوګاریتم ډیټابیس د دا ډول کمپیوترونو د پراختیا لپاره پکار وړل کېږي چې د راډیولوجستانو سره دمارپیچي سي ټي په صفحه کې د تومورونو په پیژندنه کې مرسته کوي که څه هم استعمال یې کم دي خو په دې وختونو کې الیکتروکمپیوټیډ توموګرافي په اسکن کولو کې ګټوره ده دا ډول سکنرونه د څرګنده دیتکتور او راډیوي منبع په عوض د یوي ثابتي حلقي دیتکتور او تنګستن ایکس وړانګې د کارولو لپاره یوه ثابته حلقه لري چې د تنګستن د حلقي په طرف د الیکترون نور خپروي او د ایکس وړانګې نور په هر ځای کې واقع او مینځ ته راځي. څرنګه چې د ایکس وړانګې منبع یواځي د

الیکترون وړانګه ده په دې طریقه په الیکترو کمپیوټیډ توموګرافي کې اسکن په ډیر سرعت سره واقع کېږي.

دا کولي شي چې په مارپیچي اسکن کې د اسکن وخت یو پر شلمه ثانیه راکم کړي. التړا فاسفیټ مارپیچي سي ټي سکنونه د خپلو ځانګړو الاتو په مرسته د زړه ضربان، دسږو آنځورونه، او د زړه او رګونو دناروغیو د مطالعي لپاره دي د مارپیچي سي ټي سکن د سکن کولو قابلیت (واقیعي انډوسکوپي) هم ترسره کولي شي. همدا ډول واقعي کولونوسکوپي د هغه په واسطه اجراء کېږي. په کمپیوټر کې دننه نظریات او جوړښتونه د کولون په داخل کې د سي ټي سکن پواسطه تولیدیږي، او دري بعدي آنځورونه ډیسپلي کوي (5.33 آنځور). یا دویډیو پواسطه ښودل کېږي. د کلینیکي مطالعاتو لومړینو نتایجو ښودلي ده چې واقعي کولونوسکوپي کولي شي د لویو کولمو یا دریاکتوم سرطاني ټبني څرګندي کړي کوم چې په لویو کولمو او ریاکتوم کې وده یې کړي وي. که څه هم دا کړنلاره د ناروغ لپاره لږ څه قیمته ده په ځانګړي ډول هغه ناروغ ته چې د تومور او د بدن په داخل کې د دانو بایوپسي نشي کېدلي د کولونو سکوپي دا کړنلاره د مریض لپاره نه منل کېږي. د کولونو سکوپي د روش د کړنلاري پرخلاف تومور یا د ناروغ په بدن کې داخلي داني ناروغ ته د وړانګي دوز توسعه او مربوطه ځاي ته استول کېږي خوبیا هم داسي کړنلاري ته ضرورت لیدل کېږي ترڅو کولمې او ریاکتوم د غیري ضروري موادو څخه پاکي کړي خو په اصل کې داسي محدودیت هم نشته چې څه ډول سړي دي د سي ټي پواسطه د څیړني لاندي ونیول شي.

د MRI د محدودیتونو مقایسه په اتم څپرکي کې تر بحث لاندې نیول کېږي. د سي ټي اسکنرونه په عام ډول یو جامع سکن لاسته راوړي. او د MRI په مقایسه یې عملیاتي مصرف کم دي. که څه هم سي ټي ډیري ګټې لري خو د ایکس وړانګې پواسطه په آنځوراخستنه کې ځني محدودیتونه لري چې محدودیتونه یې د ایکس وړانګې په استعمال ولاړي دي، سي ټي د جذب د ضریب او د کثافت یوه نقشه ورکوي چې دا په ځنو برخو کې د اناټومي مناسبه او حساسه اندازه ګیري نده. دا به په شپږم او اتم څپرکي کې توضیح شي چې CT د SPECT, PET یا MRI سره یوځای شوي دي او کولي شي آنځوراخستنه تشریح او عملي کړنه یې روښانه کړي. دا یقني کړي چې سي ټي په دومداره ډول د پرمختللي طبابت آنځوراخستنه کې مهم رول لري.



5.33آنځور. ‹د 78 صفحي رنګه شوي رقمونه وګوري› د بهر څخه دري بعدي جوړښت او د داخل څخه غټي کولمې، لکه د باد ټرپوړه کې په شان په سي ټي کې د هغه د واقعي کولون سکوپي دمقصد پاره. د آنځورونو ترتیبول د هغه ښکاره کولو د پاره په کولمو کې ګرځي ترڅو د اندوسکوپي معایناتو په وخت کې ولیدل شي.

(Reproduced with permission courtesy of David J. Vining, "Virtual colonoscopy," *Gastrointestinal EndoscopyClinics of North America*, Vol. 7(2) (April 1997), pp. 285–291.)

5.11.استعمال: د کمزورو هډوکو ننښي – د هډوکو اوستوپرایزیز کې د منرالونو اسکن

په ځوانانو یا کوچنیانو کې په معمولي ډول مات شوي هډوکي جوړیږي او طبیعي حالت ته راګرځي خو د یوه زاړه سړي لپاره د حوصلي د هډوکي ماتیدل کولي شي چې د هغه د حرکت قابلیت له مینځه یوسي او د خفګان او مړني سبب شي. ډیري زړي ښځې او سړي د هډوکو د کمزوري حالت سره مخامخ دي، د اوستوپروسیز د ناروغۍ له مخې ژوره اندیښنه لري او د هډوکو مقاومت یې د ماتیدو په مقابل کې کمزروي او زیان منونکي دي. د امریکا په متحده ایالاتونوکې د هډوکو د کمزوري له امله په یوه کال کې دهډوکو د ماتیدو 1.3 میلونه پیښې مینځ ته راځي چې مالي زیان یې په یوه کال کې د ملیاردونو ډالرو څخه زیات اټکل شوي دي. د هډوکو د کمزورې د ایپیډیمیکو ماتیدلو په مخنیوي کې زیا ت کوښښ تر ټولو مهمه وسیله ده. او ایکس وړانګې ددې ډول خطراتو په پیژندولو کې مهم رول لوبوي. په دواړو ښځینه او نارینه ؤ کې د 70 کلنې وروسته ددې حالت د پراختیا لپاره اندیښنه زیاتیږي، مګر په ډیرو ښځو کې د هارمونونو د کچې په کموالي سره د اوستوپروزیز حالت د ذکر شوي عمر یا مینوفاز د مرحلې وروسته د نارینه ؤ په نسبت ژر مخ کیږي. د هډوکو د کمزوري په مخنیوي کې د کوچنیوالي او ځواني په خوړو کې د کلسیم زیاتوالي، د ویټامن ډي مناسب استعمال، په منظم ډول د وزن پورته کولو تمرین او د سګرټ څکلو او الکولو ناوړه استفادې بندول پکې شامل دي. د هغه کسانو لپاره چې د هډوکو د کمزوري ناروغي یې تشخیص شوي وي په اوسني وخت کې یې د درملنې لپاره مناسبې دواګانې شته.

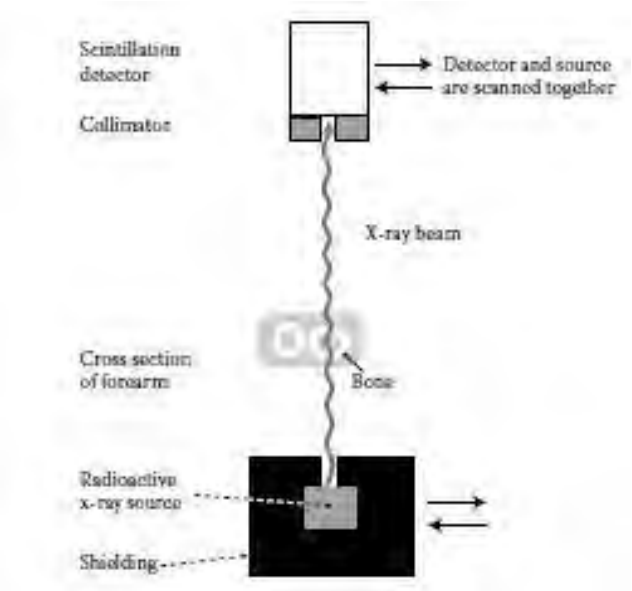
ددې ترڅنګ ټولو خلکو ته لارښونه کېږي چې په خپل غذايي رژيم کې دي دا ډول تغيرات په نظر کې ونسي. همدارنګه په دې ځاي کې ددي حالت د تشخيص لپاره عاجله اړتيا ليدل کېږي په ځانګړي ډول هغه کسان چې ډير زيات په خطر کې دي هغه بايد هدف وګرځي او ژر تشخيص شي ددې لپاره چې د ناروغۍ په مخنيوي کې د درملني اغيزي موثره وي اړينه ده چې دا هم معلوم شي چې هډوکي ددې درملني سره جوړ شوي او که نه. د خلکو په مينځ کې په منځني ډول داسي انګيرل کېږي چې هډوکي يوه مړه ماده ده چې د تيږي په شان سخت يې په نظر کې نيسي. په واقيعت کې اسکليټ د بدن ډينامیکي اورګان دي چې ثابت جوړښت لري. د اسکليټ د چوګاټ جوړښت د عضوي ماليکولونو څخه تشکيل شوي دي.

چې په واقيعت کې دا ماليکولونه د کلاژن پروتين دي چې په هغه کې د معدني موادو هډوکني کلسيم، فاسفيټ شامل دي. هډوکي په طبعي ډول دا مواد په مصرف رسوي او هډوکني منرالونه د بيا مصرف لپاره په خپل ځان کې ذخيره کوي. د چاپيريال سره په غبرګون کې خپل شکل ته تغير ورکوي. هډوکي د نسجونو د جوړښت له مخي د هډوکو د تعادل حالت د بدن د زړښت په وخت کې تغير کوي کله چې د بدن د هډوکو کتله 35 کلني عمر ته ورسېږي تر هغه وروسته په هډوکو کې معدني مواد زياتيږي او د عمر په زياتوالي سره يې زياتوالي دوام پيدا کوي. که د هډوکو د معدني موادو په کثافت کې کموالي راځي نو په دې ډول خلکو کې د هډوکو د ماتيدو خطر زياتيږي. په اوستوپروسيز کې د عمر په زياتوالي سره په هډوکو کې معدني مواد په طبعي ډول په مصرف رسيږي.

په هډوکو کې د اوستوپروسیز د ناروغي په تشخیص کې د هغه د نموني پواسطه د منظمي بایوپسي د لاري نه تشخیص کېږي او راډیوګرافي د هډوکو په کثافت کې د (35%≥) څخه لوي بدلونونه اندازه کولي شي. ددې په عوض د ایکس وړانګي د اندازه ګیري د مختلفو ډولونو په واسطه کولي شو د هډوکو په روغتیا څارنه وکړو. د هډوکو د معدني موادو دکثافت په اندازه کولو کې دهغه د موثریت لپاره باید د هډوکي کوچني ترینه ضایعه هم په پام کي ونیول شي او هغه اندازه شي تر څو مقایسه یې د لومړنیو اندازګیرو سره چې نورو خلکو اندازه کړي دي اندازه شي. ځکه چې هغه د ماتیدو په لوړ خطر کې واقع دي. په دې ډول معاینه کې په هغه هډوکو باید ډیره پاملرنه وشي چې په ملا او هیپ کې واقع دي. د بدن د محیطي برخو هډوکي لکه د مړوند، د پښې د شا او ګوتو هم تر معاینې لاندې نیول شوي دي ځکه چې هلته رسیدل اسان دي. د هډوکو د معاینې دستګاه ګاني کولي شي د بدن د مختلفو برخو د هډوکو د ماتیدو څخه په مخنیوي کې مرسته وکړي. او دهغه لپاره د درملني موثره کړنلاري په ګوته شي. د هډوکو د معدني موادو په ډیرو ازمایښتونو کې د بدن دلاري د ایکس د وړانګي د انتقال اندازه ګیري ده (5.34 آنځور).

د ایکس د وړانګي د انتقال په دي اندازه ګیري کې د ایکس وړانګي جذب هم اندازه کېږي، کوم چې د بدن د جوړښتونو دضخامت، کثافت او د جذب د ضریب پوري مربوط دي تر هغه ځایه چې په اوسني وخت کې په بدن کې د ایکس وړانګي د جذب ضریب پیژندل شویدي د هغه د مخې یې کثافت تاکل کېږي. په هر صورت په بدن کې هم هډوکي او هم نرم نسجونه موجود دي.

د ایکس وړانګي ځانګړي تکنالوژي په هډوکو کې د اغېزي له مخې فرمول بندي شوي دي په یاد ولري چې دا تکنالوژي(د هډ وکو د سکن) د طبابت په نوم یادیږي دا اصطلاح د رادیونوکلیدونو پواسطه آنځور اخیستني ته اشاره شوي ده چې په شپږم څپرکې کې شرحه او استفاده کېږي. د اوستوپروسیز په سکیننګ کې د ایکس د دوه ګوني وړانګي د جذب معیار (DEXA یاDXA) سره زر دي. DEXA په کولیماتید شوي ایکس وړانګي کې د ایکس وړانګي یو تیوب او یو شیشه یې دیتکتور موجود دي چې هغه ایکس وړانګه د بدن یوي برخي ته بي له کومي ستونزي لکه دملا تیر، مړوند او حوصلي ته استوي په هر موقیعت کې د لوستلو لاسته راوړني د ایکس د انتقال شوي



5.34آنځور. په بدن کې د ایکس وړانګو د جذب د اندازه کولو د وسیلي شیماتیکه تشریح.

وړانګي (د ایکس وړانګي د جذب له امله) د شدت پواسطه چې راساً په یوه خط د بدن څخه تیریږي سرته رسوي. چې دا په هډوکو او د هغه په شاوخوا په نرمو نسجونو کې د جذب آغېزي په برکي نسي په هر صورت په نرمو انساجو کې د ایکس وړانګي

جذب کولي شي چې د مختلفو وړانګو د لوړي مقایسه که هغه (د A لوړي) د لارې وي او یا که د (د B لوړي) دلارې وي خو هډوکو ته به رسیږي. د DEXA تیوب په دوه بیلو بیلو تیوبونو کې د ولټیجونو په اختلاف کار کوي، د بیلګې په ډول د 70kv او 140kv ، د انرژۍ په دوه مختلفو ډولونوسره د ایکس وړانګې انرژي کارول کیږي. د بدن د لارې دایکس وړانګې مجموعي انتقال لپاره د ایکس وړانګې د انتقال د اندازه کولو لپاره دوه مجموعي جوړیږي. برسېره پردي د ایکس وړانګې د جذب مجموعي ضریب هم د نرمو انساجو او هم د هډوکو د منرالونو لپاره د ایکس وړانګې د دواړو انرژیو د پاره لا دمخه تثبیت شوي دي. همدارنګه بیکاره وړانګې هم معلومي شوي دي. ددې څرګندونو له مخې د ایکس وړانګې د جذب د دوه مجموعو د اندازه کولو څخه کولي شو چې په هډوکو کې د هغه د منرالي موادو کثافت په مستقیم ډول حساب کړو. د DEXA د اسکن طریقه د نابسترشوو یا اوټ ډور ناروغانو لپاره په 2007م کال کې لنډه یا ژر اجراء کېدونکې معاینه د څوسوه ډالرو په مصرف اجراء کېدله. چې په هغه کې د وړانګو دوز یې $\frac{1}{10}$ د سینې د ایکس ري په نسبت په تقریبي ډول کم ؤ او مصرف یې د سي ټي څخه هم کم دي DEXA د نیمګړتیاو څخه د یادونې وړ ده چې د هډوکو د جوړښت په تغیراتو کې معلومات نشي ورکولي خو یوائې په هډوکو کې د منرالونو کثافت اندازه کولي شي او ددې وس هم نلري چې د مختلفو هډوکو ترمینځ توپیر وکړي. مقداري کمپیوټیډ توموګرافي (QCT) د CT د معیاري سکنرونو د توانمندي څخه استفاده کوي چې د انساجو د جوړښت په هر باریک واکسیل کې د ایکس وړانګې جذب اندازه کړي. څرنګه چې په اجسامو کې د ایکس وړانګې جذب د هغوي په کثافت پوري مربوط دي، نو د کتلي د جذب ضریب لا دمخه

پیژندل شویدي (5.10 آنځور). په همدي ډول د کمپیوټیډ توموګرافي (CT) په هر باریک واکسیل کې د هډوکو دمنرالونو کثافت لاسته راوړلي شي. همدارنګه آناتومیک معلومات هم په دې توګه لاسته راځي. همداراز کولي شي چې د ملا دتیر په آنځور کې تغیرات او په هیپ کې تغیرات معلوم کړي. د هډوکو په مختلفو نسجونو کې د هډوکو ویش او تقسیم بندي څرګندولي شي. ترهغه ځایه چې په هډوکو کې تغیر مینځ ته راځي او د هډوکو د منرالونو د کثافت په کموالي سره یې آنځور تغیر کوي. د هډوکو د طاقت د بیا اعاده کولو لپاره د DEXA معلومات مهم دي. په اوسني وخت کې د QCT څخه د DEXA په مقایسه کمه استفاده کېږي په عمده ډول د ملا د تیر د مهرو د آنځور د تغیر په تشخیص او اندازه ګیري کې زیات استعمالیږي. په دې څپرکي کې تشریح شوي څرګندوني روښانه کوي چې په طبابت کې د ایکس وړانګې استعمال د ناروغیو په تشخیص او کنترول کې ډیر مهم وظایف اجراء کوي. او مهمې ناروغۍ لکه د سږو سرطان، د اوستوپروسیز ناروغي تشخیص او کنترولوي. د ایکس وړانګې د استعمال راتلونکي برنامه د سږو او لویو کولمو یا ریاکټوم د سرطاني ناروغیو اسکن کول دي. په اووم څپرکي کې به بیا هم ولیدل شي چې د سي ټي تکنالوژي او کمپیوټیډ دري بعدي آنځورولو د تکنالوژیو یوځای کول د سرطاني ناروغیو د درملني په برنامه کې مهم نقش ولوبوي. په دې او نورو منطقو کې د ایکس وړانګې دکشف څخه د 100 کالو په تیریدو نوي او مناسب فرصتونه د ډیرو ناروغیو د تشخیص اودرملني لپاره مینځ ته راوړي دي.

د لوستلو وړاندیز:

انټرنیټ او جمعي رسنۍ:

د چټک بدلون مناسبي سرچپنې شته چې د راډیولوجي د فایلونو له مخې تدریس کېږي چې په نمونوي آنځورونو کې د مختلفو عملیو د مخې معلومیږي

Additional sources of problems on x-ray imaging

Bruce Hasegawa, *The Physics of Medical X-ray Imaging*. Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991.
Russell K. Hobbie, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. John Wiley & Sons, New York, 1988.

More advanced discussions of the medical physics of radiological imaging

Thomas S. Curry III, James E. Dowdey, and Robert C. Murry, Jr., *Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. Lea &Febiger,Philadelphia, 1984.
Bruce Hasegawa, *The Physics of Medical X-ray Imaging*. Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1991.
Russell K. Hobbie, *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. John Wiley &Sons, New York, 1988.
Perry Sprawls, Jr., *Physical Principles of Medical Imaging*. Medical Physics Publishing, Madison, WI, 1995.
Steve Webb, ed., *Physics of Medical Imaging*. Institute of Physics Publishing, Bristol, U.K., 1992.

Breast Imaging

National Council on Radiation Protection and Measurements, *A Guide to Mammography and Other Breast Imaging Procedures: NCRP Report No. 149*. Bethesda,MD, 2004.

پوښتنې :

5.1 پوښتنه. د مادي سره د ایکس وړانګي اړیکي په کومو کړنلارو واقع کېږي دهغه مختلفي کړنلاري تشریح کړي او هم وواياست چې په جاذبه ماده کې کومي ځانګړتیاوي د ایکس وړانګي د جذب په ټاکلو کي مهمه ونډه لري؟

5.2 پوښتنه.(الف) په هغه وخت کې چې د ایکس وړانګي شدت پیچلي کېږي ددي وړانګي معیاري انحراف تعریف کړئ. وروستي قضیه په وړتیا سره تشریح کړئ. (ب) د ایکس د وړانګي هغه شعاع چې د ایکس وړانګي د تیوب پواسطه خپریږي د المونیم د ورقي په 2.5mm پنډوالي سره دهغه لومړني شدت نمایې کوي واضح کړئ چې ولي 3.5mm اضافي ورقي ته اړتیا شته چې ترڅو د 2 نورو فکتورونو شدت کم کړي (اشاره: پام وکړي که وړانګه د یوه واحد انرژي څخه جوړه شوي وي د المونیم څومره ورقو ته اړتیا شته).

5.3 پوښتنه. د مغزو په آنځور اخیستنه کې د یوه تخنیک څخه چې د پنوموانسفالوګرافي په نوم یادیږي دهغه څخه د کنتراست په ډول استفاده شوي ده چې په هغه کې هوا د مغزو داخل ته وینټریکل له لاري پیچکاري کېږي تر څو په مغزو کې د تومورونو او نورو اختلالاتو آنځور اخستنه اجراء شي تشریح کړئ چې ولي غیري ضروري MRI او CT په مغزو کې دا ډول معاینات کوي ځکه چې دا ډول معاینه درد ناکه او د خطر څخه ډکه عملیه ده.

5.4 پوښتنه. د فلم په یوه کسټ کې د ایکس وړانګي د آنځور په څرګندولو کې د فاسفورس ونډه څه ده؟

5.5 پوښتنه. د طبي ایکس وړانګي په تشخیص کې څو ډوله مختلف دیتکتورونه استعمالیږي په جزویاتو سره یې د یوه د کار کولو قابلیت او د ضرورت په وخت کې یې آنځورول تشریح کړئ.

5.6 پوښتنه. د فلم اخیستونکي په صفحه د k د تشخیص لپاره د ایکس وړانګي جذب برسې کړئ ، د څو ډولو مختلفو فاسفورسونو څخه استفاده کیږي او هم وویاست چې ولې د دودیز تنګستن کلسیم فاسفورس د تیونو د ایکس ري لپاره مناسب دي، پداسې حال کې چې ځمکنۍ مرکبات لکه ګادولینیم اوکسي سلفایډ، لانتانیم اوکسي برومایډ او اتریوم اوکسي سلفایډ د ماموګرافي لپاره بهتر دي د لاندې موادو څخه یې کوم یو په یواځې والي سره ډیر زیات تاثیر لري:

د K جذب (kev)	فاسفورسی مواد
69.5	کلسیم تنګستن
50.2	ګادولینیم اوکسي سلفایډ
38.9	لانتانیم اوکسي برومایډ
17.1	یتریوم اوکسي سلفایډ

5.7 پوښتنه. ساینس پوهان د ایکس وړانګي په تولید کې د جنراتورونو څخه استفاده کوي چې د پروتینونو او نورو بیولوژیکي جوړښتونو په مطالعه کې تري استفاده وکړي په دې تجربه کې دوه ډوله مواد ترکتني لاندې نیول کیږي په معمولي ډول د مشخصه خپرې شوي ایکس وړانګي څخه پکې استفاده کیږي. د مسو د انود، مشخصه ایکس وړانګه 8.0kev ده اود مولیبدینم د انود لپاره 17.4kev وړانګه استعمالیږي. د المونیم (z=13) د انود داستعمال په صورت کې المونیم د وړانګې د

خطر په مقابل کې د حفاظت او ساتنې لپاه استعمالیږي خو ساینس پوهانو د موليبدينم د انود داستعمال په صورت کې محافظت په فولادو یا برونزو بدل کړي دي. همدا ډول تشریح کړئ چې ولې د لاندې جدول د معلوماتو څخه استفاده کېږي.

کثافت (gr/cm^3)	د z قیمت	محافظوي فلزات
2.8	13	المونیم
8	لویه اوسپنه z=25	فولاد
8.5	د مسو الیاژ z=29 او زینک z=30	برونز

5.8 پوښتنه. د سي ټي سکنر د کار فعالیت تشریح کړئ، د آنځورونو دنقشې لپاره د سي ټي ډیزاین تشریح کړي.

5.9 پښتنه. سي ټي اسکنونه کولې شي د ایکس وړانګې د مشبوع جذب په ضریب کې μ 0.5% څخه د کم د کنتراست توپیر اندازه کولې شي پداسې حال کې چې مروجه یا سنتي رادیوګرافي د کنتراست د 2% په توپیر اندازه کولې شي تشریح کړئ چې په څه ډول دا واقعیت په ډاکټرانو د دوه تخنیکونو د آنځورونو د استفادې په څرنګوالي تاثیر لري ددې دوه تخنیکونو ترمینځ کوم ډول اختلاف شته او په آنځور اخیستنه کې یې رول څه دي.

5.10 پوښتنه. تشریح کړئ چې ولې د ایکس وړانګې اندازه ګیري دهغه د انتقال د مخې کېږي د بیلګې په ډول یوه ځانګړې کربنه د لاس د مړوند د هډوکي د کثافت لپاره کافي نده واضیح کړي چې یوتخنیک لکه DEXA کافي دي (اشاره : فکر وکړي چې یواځې د ایکس وړانګې اشباع او د انتقال شدت دي. او فرض کړئ پوهیږي چې د

نرمو انساجو او د هډوکو د جذب ضریب د نرمو انساجو کثافت په مخکې دي او په هغه کې ایکس وړانګه اندازه کېږي.

5.11 پوښتنه. تشریح کړئ ولې د لوړې انرژي ایکس وړانګه په تشخیصي آنځور اخستنه کې په کار وړل کېږي او هم په سي ټي کې استعمالیږي واضیح کړئ چې د وړانګې سختول د سي ټي لپاره مهمه مسله ده.

5.12 پوښتنه. فرض کړئ چې کولي شې د ایکس وړانګې آنځور اخستونکي د دیتکتور په مقایسه کوچني دي واضیح کړئ چې ولې دا معني نلري چې تاسي کولي شي یوه ناحیه په محدود ډول او بې له هیڅ مشکل څخه د کنتراست په حل کې په نظر کې ونیسي (اشاره: کوانتمي اوازونه په نظر کې ونسي).

5.13 پوښتنه. د ماموګرافي لپاره د ډیجیټلي دیتکتورونو په ترکیب سره ډاکټران پدې فکر کې دي چې د ایکس وړانګې مختلفې منابع به ځانګړې غوښتنې لکه د متراکم او لوي تي آنځور اخیستنه به وکړي شي؟ واضح کړئ چې د تنګستن انود دروبیدنیم د فلتر سره (kedeje 25.5 kev) ممکنه ده چې د مولیبدینم د معیاري انود د مولیبدینم د فلتر سره په مقایسه د ډیري استفادې وړ دي (اشاره: د هر هدف لپاره چې ایکس وړانګه تولید او خپره شوي وي د هغه سره د تړاو له مخې د هغه په انتقال فکر وکړئ، په نظر کې ولري چې د کنتراست وضاحت دډیجیټلي دیتکتور لپاره د فلم په صفحه د ډیري پام لرنې وړ دي).

مسایل:

د مادي سره د ایکس وړانګي پیژندګلوي:

5.1 مسله: درانده فلزات لکه سرب (z = 82) د اوبو پرتله د ایکس وړانګي جذبونکي دي. (د اوبو په ترکیب کې د اکسیجن آتومي نمبر (z = 8) او د هایدروجن آتومي نمبر (z = 1). او متوسط z = 7.42 دي. تشریح کړئ چې د بدن په نرمو انساجو کې د اوبو کافي مقدار شته او هغه د اوبو له مخې غني دي د بدن محافظتي اهدافو لپاره دیوي طبقي په ډول د ایکس وړانګه جذبوي په بدن کې دا ډول عملیه د شلډینګ په نوم یادیږي د سربو څخه د محافظتي لباسونو په جوړولو کې لکه پیشبندونه استفاده کیږي تر څو په بدن د ایکس وړانګي د لګیدو مخه ونسي. د موادو د جذب د اختلاف له مخې د هغو د اټومي نمبر (z) اختلاف دي. په موادو کې د ایکس وړانګو د جذب محاسبه د z د اختلاف له مخې کیږي تشریح کړئ که z لویوي په هغه موادو کې جذب زیات دي. (پدي ځای کې تاسي کثافت له یاده مه و باسي څرنګه چې سرب د نورو موادو په نسبت درانده دي په هغه کې د جذب قابلیت هم زیات دي د وړانګو څخه د بدن په ساتلو کې ډیر مهم رول لري).

5.2 مسله: (a) د طبي انځورګرۍ په ډیرو میتودونو کې، پیشبندونه د سربو د نازکه طبقي د سنډوچ په شان د نساجي رختونو په مینځ کې د بدن د نورو برخو څخه د ایکس وړانګي د غیري ضروري جذب په مقابل کې د بدن د حفاظت او ساتنې لپاره کارول کیږي. ددې پیشبندونو په مینځ کې سرب د 0.5mm په پنډوالي استعمال شویدي د لاندي معلوماتو په استفادې سره یې حساب کړئ چې 140kev ایکس

وړانګي د ټکر له امله څومره ایکس وړانګه محافظتي سربو ته انتقالیږي. د 140kev ایکس وړانګي په مقابل کې د سربو د جذب کتلوي ضریب $\mu/\rho = \frac{2.0cm2}{gr}$ د سربو کثافت ρ = 11.3gr/cm^3 دي.

(b) د ایکس وړانګي د لابراتوار په دیوالونو کې د محافظوي سربو پنډوالي به څومره وي که هغه ته 8.0kev ایکس وړانګه په 1% لومړني شدت ورسیږي؟ د 8.0kev ایکس وړانګي لپاره د سربود کتلوي جذب ضریب μ/ρ = 232cm^2 /gr دي

د کنتراست رساني او د ایکس وړانګي جذب:

لاندي مسایل د لاندي جدول د معلوماتو له مخې هوا، اوبو، شحم او هډوکو په دوه انرژیو کې یې د جذب تقریبي خطي ضریب ورکړشوي دي حل کړئ؟

X-ray energy (kev)	μ air (cm^{-1})	μ water(cm^{-1})	μ fat (cm^{-1})	μ bone (cm^{-1})
20	**$6.4x10^{-4}$**	**0.76**	**0.5**	**4.8**
60	**$3.7x10^{-5}$**	**0.20**	**0.17**	**0.47 to 0.55**

5.3 مسله: (a) څو فیصده ایکس وړانګه د 20kev او 60kev انرژي په لرولو سره د پختې د 1cm په پنډوالي او د 20cm د نرم انساجو پنډوالي ته انتقالیږي؟ د 20cm نرمو انساجو د نتایجو سره یې پایلي پرتله کړئ.

(b) د 20kev او 60kev انرژي وارده وړانګه څوفیصده د سینې د 4cm پنډوالي ساحي ته انتقالیږي؟ (په تقریبي ډول د نرمو انساجو د جذب خطي ضریب د اوبو د خطي ضریب سره مساوي دي).

5.4 مسله: د يو هډوکي 1cmساحي کنتراست څومره دي (a) په هډوکي او (b) د نرمو انساجو په هوا کې مينځته راغلي (په تقريبي ډول خطي ضريب يې د اوبو د خطي ضريب سره مساوي دي.

5.5 مسله: د تيونو د نسجونو ترمينځ د نورمال غوړ په صورت کې کنتراست حساب کړئ او د 0.1mm ميکروکالسيفيکېشن لپاره (a) د 20kev (b) د 60kev لپاره د وړانګې جذب پرتله کړئ؟ په تقريبي ډول د نرمو انساجو د جذب خطي ضريب د نسج د غوړ د خطي ضريب سره مساوي دي پداسي حال کې چې د ميکروکالسيفيکېشن د موډل خطي ضريب د منرالي هډوکو د خطي ضريب په شان دي. همدا محاسبه د 0.1cm کتلي لپاره د هډوکي د خطي جذب ضريب داسي حساب کړئ چې د تيونو د نرمو نسجونو د جذب خطي ضريب د اوبو د جذب د خطي ضريب په شان دي.

(c) د ايکس وړانګې جذب 20kev (d) د 60kev لپاره يو د بل سره يې پرتله کړئ.

نوټ: په کومو حالاتو کې په فلم کې مينډونکي وي که کنتراست د 2% څخه زيات وي؟

5.6 مسله: د نرمو نسجونو ترمينځ کنتراست حساب کړئ (په تقريبي ډول په نسجونو کې د جذب ضريب په اوبو کې د وړانګې د جذب د ضريب سره مساوي دي) که د وينې د سرو رګونو قطر 1mm وي او د ايودين د کنتراست په واسطه چې کثافت يې $10mgr/cm^3$ دي ډک شوي دي. د ايکس د فوتونونو انرژي او د موادو د جذب د ضريب د قيمت په استعمال سره په ايوډين کې د k د جذب ضريب حساب کړئ. μ/ρ

water = 0.36 cm^2/g او μ/ρiodine contrast = 8.42 cm^2/g د 30kev د ایکس فوتونونو لپاره.

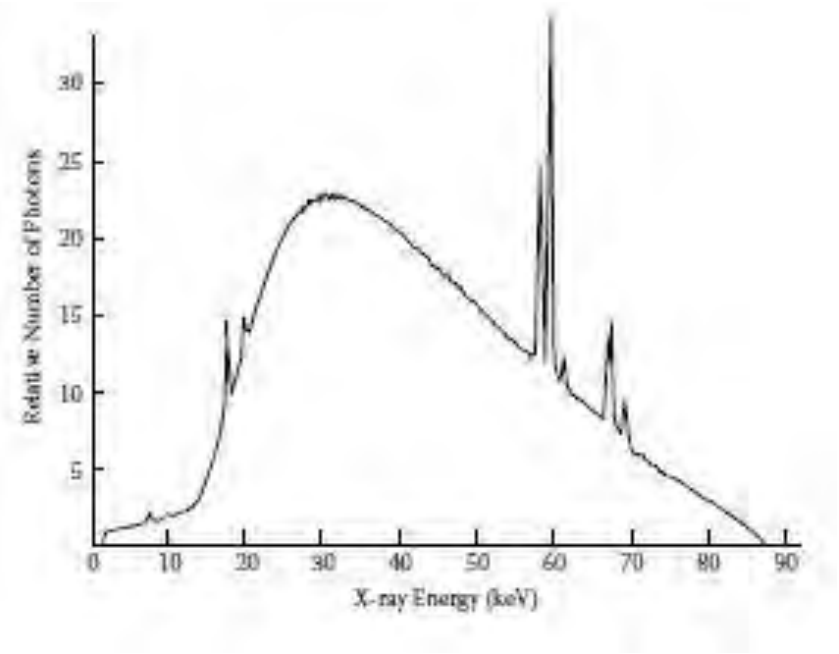
او μ/ρ water = 0.26 cm^2/g او μ/ρ iodine contrast = 22.38 cm^2/g د 40kev ایکس وړانګي لپاره (a) وړانګه مکمله جذبیږي (b) 50% نه جذبیږي یوائي د سرو لویو رګونو په پراخه برخه کې جذب په نظر کې ونسئ.

5.7 مسله: د 5.3 څخه تر 5.6 پوري خاکستري کوچني بایټونه حساب کړئ دا ځکه چې د مسایلو په حل کې توپیر له مینځه وړي. د ډیجیټلي مرستندویه آنځورګرۍ په هکله د هر امتحان په سوالونو کي خپل نظر څرګند کړئ.

د ایکس وړانګي د تولید منابع او دیتکتورونه

5.8 مسله: د 5.8 مسلي د شمېري څخه لیدل کېږي چې د ایکس وړانګي د تولید د تیوب څخه یو طیف خپریږي. تاسي د لاندي پوښتنو په ځواب کې خپل استدلال تشریح کړئ:

(a) د تیوب عملیاتي ولټیج څه شي دي (b) انود دکومو موادو څخه جوړ شوې دي (c) بریهمستراهلانګ د منحني د خواصو اهمیت تعریف کړئ (d) که د تیوب ولټیج نمائي شي د ایکس وړانګي د منحني په کېفیت کې به څومره تغیر واقع شي.



د ایکس وړانګیانرژي په kev

5.9 مسله : د ایکس وړانګي په تشخیصي آنځور اخستنه کې په فلم کې د آنځور د کېفیت د ښه والي د پاره فاسفورس کاره وي دا فاسفورس د ایکس وړانګو فوتونونه په سپین نور بدلوي ځکه چې په فلم کې د ایکس وړانګي په نسبت د سپین نور فوتونونه ښه جذبیږي او ډیر فوتونونه د یو واحد د ایکس وړانګي څخه مینځ ته راوړي.60 kev ایکس وړانګه په 10% اغیزمن توب په شنه مریې نور بدله شي د سپین نور څومره فوتونونه به تولید کړي؟

5.10 مسله: د 5.16d آنځور او هندسي ترسماتو په استفادې5.10 معادله ثبوت کړئ، که د آنځورغټ ښودني نه M، د منبع څخه د ناروغ فاصله d_1 او د ناروغ څخه د آنځور اخستونکې فاصله په d_2 وښودله شي ؟

5.11 مسله: بلور څه ته وائي د لاندي کمیتونو په استفادې غټ ښودنه حساب کړئ: د 5.16 آنځور په تعریف کې $d_1=39cm$ او $d_2=22cm$، د محراقي نقطي سایز 0.1mm

دي) (دا قيمتونه د هغه قيمتونو سره مشابهت لري چې په ماموګرام کې به تري په لوړ روزلوشن کې استفاده کېدله، په داسي حال کې چې تي څو سانتي متره پنډوالي لري، خو د دې مسلي په حل کې تاسوکولاي شي چې د هغه عرض په نظر کې ونه نيسي) تاسو پري بحث وکړئ چې په کوم ډول دا عددونه د تکس څرګنده وني سره سم په تي کې د يو شي لويوالي حلولي شي او د غټ والي يوي نموني سره يې پر تله کړئ چې د بلور صفحه يې 0.1mm او يا د هغه څخه لويه وي.

5.12 مسله: د ديجيټل آنځورآخستني سيستم د 30cm په اندازه FOV لري او د 512x512 پکسله د آنځورآخستني مترکس دي. (a) بلور څه شي دي ρ يواځي د پکسيل د سايز پوري مربوط دي. (b) په ياد ولري چې بلور د ايکس وړانګي محراقي نقطي په سايز پوري مربوط دي د a او پکسيل سايز د d_1 او d_2 د انتخاب سره مساوي دي دلته :

$$M = I + \frac{\rho}{a}$$

دا د سيستم د غټ نبودنې يو نبه ليول دي. پردي بحث وکړي چې ولي دا د آخرني اظهار نظر منطقي دي. (پکارنده چې نتيجه د رياضي په واسطه لاس ته راوي. اشاره : په نظر کې ولري چې څه به واقع شي لويه غټ نبودنه او که کوچني غټ نبودنه) (c) که د سي تي قيمت ته نژدي په يو نقطه کې d_1 او d_2 د يوه موقعيت د پاره مساوي وي د محراقي نقطي سايز به څومره وړوکې وي. د وړوکې ساحي له پاره د مرکزي کوچني قطي اندازه بايد کوچني وي ځکه چې د پکسيل اندازه هم وړوکې ده.

5.13 مسله: د فلم ځانګړي منحني په 5.17(b) آنځورکې ښودل شويدي د منحني عرض (دينامیکې محدوده) د ايکسپوزر د پاره چې ګټور کنتراست لري دينامیکې محدوده يې څه شي ده ؟ لوړ او ټيټ ايکسپوزر نسبت آنځورته په ګټوره محدوده کې افاده کوي.

د افغانستان د ۸ پوهنتونونو د چاپ شویو طبي کتابونو لست
(کابل، کابل طبی پوهنتون ، ننګرهار، خوست، کندهار، هرات، بلخ او کاپیسا) ۲۰۱۰ - ۲۰۲۰

شمیره	د کتاب نوم	لیکوال	پوهنتون	شمیره	د کتاب نوم	لیکوال	پوهنتون
۱	فارمکولوژي	پوهندوی سید قمبر علي حیدري	ننګرهار	۲	کتاب ولادی	پوهندوی داکتر حسن فرید	هرات
۳	انتاني ناروغی	پوهنوال ډاکتر عبدالناصر جبارخېل	ننګرهار	۴	د سترګو ناروغی	پوهنمل داکتر خالد یار	ننګرهار
۵	زېږون	پوهنمل ډاکټر مریم اکرم معصوم	ننګرهار	٦	د کوچنیانو د وینې ناروغی	پوهندوی داکتر منصور اسلمزی	ننګرهار
۷	تنفسي او د زړه د دسامونو روماتیزمل ناروغی	پوهاند ډاکتر طیب نشاط	ننګرهار	۸	د سرطاني ناروغیو اساسات	پوهاند داکتر ظاهر ظفرزی	ننګرهار
۹	توبرکلوز	پوهندوی ډاکټر سید انعام سیدي	ننګرهار	۱۰	اندوکراینولوژی او روماتولوژي	پوهاند داکتر محمد طیب نشاط	ننګرهار
۱۱	بیوفزیک	پوهاند میر محمد ظاهر حیدري	بلخ	۱۲	د ماشومانو کلینکی معاینه	پوهنوال ډاکټر ناصر خان کاموال	ننګرهار
۱۳	فزیک نور	پوهاند میر محمد ظاهر حیدري	بلخ	۱۴	د پرازیتولوژي اساسات	ډاکتر محمد صابر	ننګرهار
۱۵	د سینې ناروغی او توبرکلوز	ډاکټر ناصر محمد شینواری	کندهار	۱٦	د کولمو بندش او د پریطوان جراحي ناروغی	پوهاند ډاکټر عبدالرؤف حسان	ننګرهار
۱۷	کلینیکي رادیولوژي	پوهنوال ډاکټر غلام سخي رحمانزی	ننګرهار	۱۸	د کوچنیانو د درملنې لارښود (انګلیسي)	پوهندوی داکتر منصور اسلمزی	ننګرهار
۱۹	د پښتورګو ناروغی	پوهاند ډاکټر محمد ظاهر ظفرزی	ننګرهار	۲۰	د هضمي جهاز او پښتورګو ناروغی	پوهنوال ډاکټر عبدالواحد وثیق	کندهار
۲۱	د هضمي جهاز ناروغی	پوهاند ډاکټر محمد ظاهر ظفرزی	ننګرهار	۲۲	جراحی بطن وملحقات آن	پوهاند ډاکټر محمد معصوم عزیزی	کابل طبی پوهنتون
۲۳	د وینې ناروغی	پوهاند ډاکټر محمد ظاهر ظفرزی	ننګرهار	۲۴	روش های ارزیابی کلنیکی اطفال	پوهندوی ډاکټر فاروق حمیدي	کابل طبی پوهنتون
۲۵	د ځیګر ناروغی	پوهاند ډاکټر محمد ظاهر ظفرزی	ننګرهار	۲٦	عمومي هستولوژي	پوهندوی ډاکټر فضل الهی رحماني	کندهار
۲۷	تشخیصي رادیولوژي	پوهنوال ډاکټر غلام سخي رحمانزی	ننګرهار	۲۸	پتالوژی عمومی	دوکتورس زهرا فروغ	هرات
۲۹	د وینې سرطان	پوهنوال ډاکتر نظر محمد سلطانزی	ننګرهار	۳۰	بیولوژي مالیکولي حجره، بخش اول	پوهنوال علي یوسف پور	کابل طبی پوهنتون
۳۱	اطفال	پوهنوال ډاکټر محمد رسول فضلي	ننګرهار	۳۲	بیولوژي مالیکولي حجره، بخش دوم	پوهنوال علي یوسف پور	کابل طبی پوهنتون
۳۳	تغذیه او روغتیا	پوهیالی ډاکټر محمد هارون	ننګرهار	۳۴	د توبرکلوز ناروغی	ډاکټر محمد ناصر ناصري	کندهار
۳۵	ډیموګرافی او کورنی تنظیم	پوهیالی ډاکټر محمد ابراهیم شیرزی	ننګرهار	۳٦	امراض ساری اطفال	پوهاند ډاکټر سلطان محمد صافی	کابل طبی پوهنتون
۳۷	د عمومي جراحي اساسات	پوهندوی ډاکټر بادشاه زار عبدالي	خوست	۳۸	د کوچنیانو ناروغی	پوهاند ډاکټر سلطان محمد صافی	کابل طبی پوهنتون
۳۹	جراحي، د کلینیکي معایناتو سیستم	پوهندوی ډاکټر بادشاه زار عبدالي	خوست	۴۰	امراض جراحی بطن و ملحقات ان	پوهندوی ډاکټر عبدالخالق دوست	کندهار
۴۱	عمومي پتالوژي	پوهنوال ډاکټر خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار	۴۲	هستولوژي	پوهاند ډاکټر بری صدیقي	کابل طبی پوهنتون
۴۳	د ساري ناروغیو کنټرول	پوهندوی ډاکټر محمد عظیم منګل	ننګرهار	۴۴	د وینې فزیولوژي	پوهنمل ډاکتر ولي محمد ویاړ	کندهار
۴۵	طبي هستولوژي	پوهنوال ډاکټر خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار	۴٦	طبي بیوشمي	پوهاند دوکتور خان محمد احمدزی	کابل طبی پوهنتون
۴۷	یورولوژي	پوهنوال ډاکتر عبدالاحد حمید	ننګرهار	۴۸	فزیک اوپتیک	پوهنوال غلام قادر دهګان	هرات
۴۹	اخلاق طبابت	پوهاند ډاکټر عبدالغفور همدل صدیقی	بلخ	۵۰	اورتوپیدي او کسرونه	پوهنمل ډاکټر محمد همایون مصطفی	کندهار

۵۱	فزیکل ډیاګنوزس	پوهنوال ډاکتر حفیظ الله اپریدی	ننګرهار	۵۲	بطن حاد و مزمن	پوهنوال ډاکټر عبدالغفور ارصاد	هرات
۵۳	د زړه او رګونو ناروغۍ	پوهندوی ډاکټر دل آقا دل	ننګرهار	۵۴	اساسات جراحی	پوهاند ډاکټر نجیب الله امرخیل	کابل طبی پوهنتون
۵۵	د چاپیریال او ډندیزه روغتیا	پوهنوال ډاکټر محمد عارف رحماني	ننګرهار	۵۶	اناتومی	پوهنمل ډاکټر حفیظ الله سهار	کابل طبی پوهنتون
۵۷	د هضمي سیستم او پښتوروګو ناروغۍ	پوهندوی ډاکټر سیف الله هادی	ننګرهار	۵۸	التراساوند تشخیصیه	پوهندوی ډاکټر محمد نواب کمال	کابل طبی پوهنتون
۵۹	د کوچنیانو تغذیه	پوهنمل ډاکټر نجیب الله امین	ننګرهار	۶۰	د قندونو هضم، جذب او استقلاب	دوکتور یحیی فهیم پوهیالی	ننګرهار
۶۱	د کوچنیانو ناروغی، اول جلد	پوهنوال دوکتور عبدالستار نیازی	ننګرهار	۶۲	د غوړ ، پزی او ستونی ناروغی	پوهنمل دوکتور میر محمد اسحاق خاورین	ننګرهار
۶۳	د کوچنیانو ناروغی، دوهم جلد	پوهنوال دوکتور عبدالستار نیازی	ننګرهار	۶۴	د پوستکی ناروغی	پوهندوی دوکتور اسدالله شینواری	ننګرهار
۶۵	هیماتولوژي، ایمینولوژي او د ویټامینونو کموالي ناروغۍ	پوهندوی دوکتور ایمل شیرزی	ننګرهار	۶۶	د خولی او هضمي سیستم ناروغۍ	پوهاند دوکتور ظاهر ظفرزی	ننګرهار`
۶۷	رهنمای تدریس طب	پوهاند دوکتور نادر احمد اکسیر	کابل طبی پوهنتون	۶۸	جراحي بطن	پوهاند دوکتور محمد معصوم عزیزی	کابل طبی پوهنتون
۶۹	امراض اطفال	پوهاند دوکتور سلطان محمد صافی	کابل طبی پوهنتون	۷۰	جراحی عصبی	پوهنوال دوکتور عبدالغفور ارصاد	هرات
۷۱	مایکروبیولوژی	پوهاند محمد جمعه حنیف	هرات	۷۲	اساسات پرازیتولوژی طبی	پوهنمل دوکتور محمد یوسف مبارک	کابل طبی پوهنتون
۷۳	امراض جراحی سیستم هضمی و ملحقات آن	پوهاند ډوکتور عبدالوهاب نورا	کابل طبی پوهنتون	۷۴	امراض جهاز هضمی و کبد	دوکتور محمد یونس فخری	بلخ
۷۵	فزیک طبی بخش میخانیک	پوهاند میر محمد ظاهر حیدری	بلخ	۷۶	فزیک طبی بخش حرارت	پوهاند میر محمد ظاهر حیدری	بلخ
۷۷	توضیح اساسات فزیک، و سایل تشخیصیه طبی	پوهاند میر محمد ظاهر حیدری	بلخ	۷۸	انالیز ریاضی	سید یوسف مانووال	بلخ
۷۹	نور و فزیک جدید	پوهنوال غلام قادر دهگان	هرات	۸۰	حرارت و ترمودینامیک	پوهنوال غلام قادر دهگان	هرات
۸۱	عمومي جراحي، لومړی ټوک	پوهندوی ډاکتر بادشاه زار عبدالی	خوست	۸۲	عمومي جراحي، دوهم ټوک	پوهندوی داکتر بادشاه زار عبدالی	خوست
۸۳	اناتومی و فزیولوژی انسان، جلد اول	پوهندوی محمد طاهر نسیمی	بلخ	۸۴	اناتومی و فزیولوژی انسان،جلد دوم	پوهندوی محمد طاهر نسیمی	بلخ
۸۵	روانی رنځپوهنه	پوهندوی ډاکتر جهان شاه تنی	خوست	۸۶	تعذیه او سؤ تغذیه	پوهنوال داکتر عبدالواحد وثیق	قندهار
۸۷	امراض روانی، جلد اول	پوهندوی دوکتور عبدالعزیز نادری	کابل طبی پوهنتون	۸۸	امراض روانی، جلد دوم	پوهندوی دوکتور عبدالعزیز نادری	کابل طبی پوهنتون
۸۹	انتاني ناروغۍ (انګلیسی)	پوهنمل ډاکتر محمد ذکریا امیرزاده	کندهار	۹۰	بیړنی طبی پیښی	پوهنوال داکتر عبدالواحد وثیق	قندهار
۹۱	پرازیتولوژی طبی	پوهاند دوکتور عبیدالله عبید	کابل طبی پوهنتون	۹۲	ولادي جراحي، لمړی ټوک	داکتر عجب گل مومند	قندهار
۹۳	مایکرو بیولوژی طبی، جلد اول	پوهاند دوکتور عبیدالله عبید	کابل طبی پوهنتون	۹۴	ولادي جراحي، دوهم ټوک	داکتر عجب گل مومند	قندهار
۹۵	مایکرو بیولوژی طبی، جلد دوم	پوهاند دوکتور عبیدالله عبید	کابل طبی پوهنتون	۹۶	د غوړ، پزی او ستونی ناروغۍ	داکتر عزیز الله فقیر	کندهار
۹۷	رهنمود PBL در افغانستان	پوهاند دوکتور محمد فرید برنایار	کاپیسا	۹۸	مایکروبیولوژی عمومی	دوکتور شعیب احمد شاخص	هرات
۹۹	تروماتولوژی	پوهنوال دوکتور عبدالغفور ارصاد	هرات	۱۰۰	د زړه او سږو د ناروغیو تشخیصیه رادیولوژي	پوهنیار ډاکتر شاه محمد رنځورمل	خوست
۱۰۱	نرسنګ عملیاتخانه	پوهاند دوکتور نجیب الله امرخیل	کابل طبی پوهنتون	۱۰۲	ګیاهان طبی مستعمله در تداوی امراض قلبی و وعایی	پوهنوال محمد عثمان بابری	کابل پوهنتون
۱۰۳	امبریولوژی طبی	پوهندوی داکتر بشیر نورمل	کابل طبی پوهنتون	۱۰۴	بیړنی درملنې	ډاکتر عبدالولی رنځمل وردک	خوست

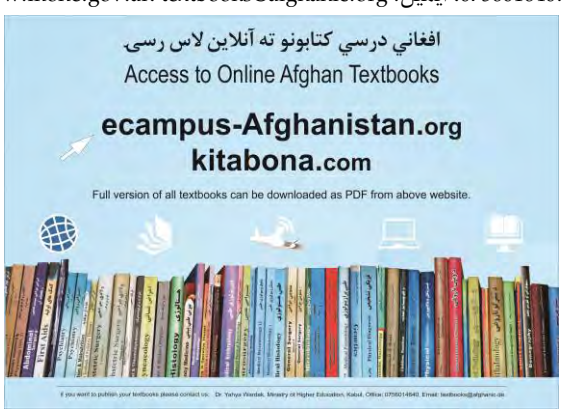
۱۰۵	د احصاییی اساسات	پوهنیار محمد اغا ضیاء	کندهار	۱۰۶	د کوچنیانو ساری ناروغی	پوهاند دوکتور سلطان محمد صافی	خوست
۱۰۷	امبریولوژی عمومی انسان	پوهندوی داکتر بشیر نورمل	کابل طبی پوهنتون	۱۰۸	امراض یورولوژی	پوهندوی دوکتور غلام سخی حسنی	کابل طبی پوهنتون
۱۰۹	کمک های اولیه	پوهاند دوکتور نجیب الله امرخیل	کابل طبی پوهنتون	۱۱۰	امراض نسایی	پوهندوی ډاکتر محمد حسن فرید	هرات
۱۱۱	طبي هستالوژی	پوهاند داکتر بری صدیقی	خوست	۱۱۲	امبریولوژی	پوهاند دوکتور بری صدیقی	خوست
۱۱۳	رهنمای انستیزی برای کشورهای رو به انکشاف، جلد اول	دانیل دی موس	کابل طبی پوهنتون	۱۱۴	عمومي جراحی	داکترگل سیما ابراهیم خیل قادري	خوست
۱۱۵	رهنمای انستیزی برای کشورهای رو به انکشاف، جلد دوم	دانیل دی موس	کابل طبی پوهنتون	۱۱۶	عضوي کیمیا، د الیفاتیک برخه	پوهندوی دوکتور گل حسن ولیزی	خوست
۱۱۷	احصاییه	پوهاند محمد بشیر دودیال	ننگرهار	۱۱۸	د کوچنیانو خوار ځواکي	پوهندوی ډاکتر سمیع الله حیات	ننگرهار
۱۱۹	کلاسیک او مالکیولی جنتیک	دوکتور محمد صابر	ننگرهار	۱۲۰	تصویرې یا تر سیمې رادیو ګرافي	پوهنوال ډاکتر غلام سخی رحمانزی	ننگرهار
۱۲۱	د داخلي بیرنې پیښې او د بحران څارنه	پوهنوال ډاکتر حفیظ الله اپریدی	ننگرهار	۱۲۲	اورتوپیدی	پوهندوی ډاکتر سید شال سیدی	ننگرهار
۱۲۳	د عامی روغتیا اساسات او اداره	پوهنمل ډاکتر محمد عارف رحمانی	ننگرهار	۱۲۴	طبي ترمینالوژي	دوکتور گل سیما ابراهیم خیل قادری	ننگرهار
۱۲۵	هلمنتولوژي	پوهاند ډاکتر سید رفیع الله حلیم	ننگرهار	۱۲۶	وراثت او ډسمورفولوژي	پوهنمل ډاکتر مسیح الله مسیح	ننگرهار
۱۲۷	د بیرنیو پیښو د درملنې لارښود (انګلیسی)	پوهنوال ډاکتر ایمل شیرزی	ننگرهار	۱۲۸	د نویو زیږیدلو ماشومانو د ستونزو اهتمامات	پوهندوی ډاکتر ناصر خان کاموال	ننگرهار
۱۲۹	د سیستمونو پتالوژي	پوهنوال ډاکتر خلیل احمد بهسودوال	ننگرهار	۱۳۰	په ماشومانو کې نری رنځ	پوهنمل ډاکتر حقیق الله چاردیوال	ننگرهار
۱۳۱	د اتونوم او مرکزي عصبي سیستمونو فارمکولوژي	ډاکتر غلام ربی بهسودوال	ننگرهار	۱۳۲	د ننگرهار طب پوهنځی نصاب او درسی مفردات (انګلیسی)	ننگرهار طب پوهنځی	ننگرهار
۱۳۳	د درملو د استعمال عملی لارښود (انګلیسی/ پښتو)	ډاکتر مالتې ایل وان بلومرودر	ننگرهار	۱۳۴	عمومي کیمیا	پوهاند دوکتور خیرمحمد ماموند	ننگرهار
۱۳۵	اناټومي I(هډوکی، مفاصل او عضلات)	پوهنمل ډاکتر محمد ناصر نصرتی	ننگرهار	۱۳۶	فارمکولوژی، دوهم ټوک	پوهنوال داکتر سید قمبر علی حیدری	ننگرهار
۱۳۷	حاد اپندیسا یتیس، تشخیص، اختلاطات او تداوي	پرفیسور دوکتور محمد شریف سروری	خوست	۱۳۸	د جهازاتو اناتومي	پوهنوال ډاکتر محمد حسین یار	ننگرهار
۱۳۹	امبریولوژي	پوهنوال ډاکتر محمد حسین یار	ننگرهار	۱۴۰	اناټومی دریم جلد عصبي سیستم، حواس او اندوکراین غدوات	پوهنمل داکتر محمد ناصر نصرتی	ننگرهار
۱۴۱	طبي امبریولوژی	پوهنمل داکتر محمد ناصر نصرتی	ننگرهار	۱۴۲	د ماشومانو د ناروغیو عملي لارښود (انګلیسي)	داکتر مالتی ال-وان بلومرودر	ننگرهار
۱۴۳	د طبي عامو ستونځو عملي لارښود (انګلیسي)	داکتر مالتی ال-وان بلومرودر	ننگرهار	۱۴۴	د رواني روغتیایي ستونځو عملي لارښود (انګلیسي)	سیان نیکولاس	ننگرهار
۱۴۵	نشه یي توکي او اړونده ناروغي	ډاکټر محمد سمین ستانکزی	ننگرهار	۱۴۶	د شحمیاتو استقلاب	دوکتور محمدم عظیم عظیمی	ننگرهار
۱۴۷	عصبي جراحي	پوهندوی داکتر عبدالبصیر منګل	ننگرهار	۱۴۸	سرطان او د چاپیریال رادیو اکټیویټي	پوهنوال ډاکتر نظر محمد سلطانزی خدران	ننگرهار
۱۴۹	بیرنی طبی درملنې	داکتر سید ملیار سادات	ننگرهار	۱۵۰	د تنفسي سیستم فزیولوژي	دوکتور احسان الله احسان	ننگرهار
۱۵۱	نیونتولوژي	پوهنوال داکتر عبدالستار نیازی	ننگرهار	۱۵۲	عصبي ناروغی	پوهنمل داکتر بلال پاینده	ننگرهار

۱۵۳	د زړه برقي ګراف (ECG)	رنځوروال ډاکټر سید عبدالله سادات	ننګرهار	۱۵۴	الټراسوند	ډاکټر محمد یونس سلطاني	ننګرهار
۱۵۵	د شکرې ناروغي	ډاکټر محمد نعیم همدرد	ننګرهار	۱۵۶	فزیکي تشخیص	داکتر عبدالناصر جبارخیل	ننګرهار
۱۵۷	تلویزیوني آزموینې	پوهندوی داکتر نجیب الله خلیلي	ننګرهار	۱۵۸	د هضمي سیستم اناتومي	پوهنمل دکتور محمد ناصر نصرتی	ننګرهار
۱۵۹	د بولي تناسلي سیستمو اناتومي	پوهنمل دکتور محمد ناصر نصرتی	ننګرهار	۱۶۰	د زړه او د وینې د رګونو اناټومی	پوهنمل دکتور محمد ناصر نصرتی	ننګرهار
۱۶۱	عصبي جراحي	پوهندوی دوکتور فضل الرحیم شګیوال	ننګرهار	۱۶۲	بیوفیزیک	پوهنیار پښتنه بنایی	ننګرهار
۱۶۳	د کوچنیانو نارغی د پنځم ټولګی د لومړی سمیستر لپاره	پوهاند داکتر عبدالستار نیازی	ننګرهار	۱۶۴	د کوچنیانو د جهازاتو معمولې ناروغی I	پوهاند داکتر عبدالستار نیازی	ننګرهار
۱۶۵	د کوچنیانو د جهازاتو معمولې ناروغی II	پوهاند داکتر عبدالستار نیازی	ننګرهار	۱۶۶	انتاني ناروغی	پوهنوال داکتر حفیظ الله اپریدی	ننګرهار
۱۶۷	د اندوکراین، زړه، رګونو او پښتورګو فزیوژي	پوهنوال داکتر احسان الله احسان	ننګرهار	۱۶۸	د جراحی انکال	رنځوریار داکټر عجب ګل مومند	ننګرهار
۱۶۹	د ځیګر ویروسی التهاب (طبی تشخیص او درملنه)	دوکتور محمد اسحاق شریفی	ننګرهار	۱۷۰	ملاریا	دوکتور محمد اسحاق شریفی	ننګرهار
۱۷۱	طبي پرازیتولوژي	پوهنوال دوکتور غلام جیلاني ولي	ننګرهار	۱۷۲	وراثت	پوهنوال دوکتور ګل سالم شرافت	ننګرهار
۱۷۳	د کوچنیانو ناروغی لومړی ټوک	پوهاند دوکتور احمد سیر احمدی	ننګرهار	۱۷۴	د کوچنیانو ناروغی دوهم ټوک	پوهاند دوکتور احمد سیر احمدی	ننګرهار
۱۷۵	عقلی ناروغی	داکتر بلال پاینده	ننګرهار	۱۷۶	فزیکي کیمیا دوهم جلد، ترمودینامیک	حبیب الله نوابزاده	ننګرهار
۱۷۷	کسرونه او خلعې	پوهندوی سید بها کریمي	ننګرهار	۱۷۸	د کوچنیانو ساري ناروغی	پوهندوی دوکتور نجیب الله امین	ننګرهار
۱۷۹	نسایي ناروغی	پوهندوی دوکتورس تورپیکې اپریدی	ننګرهار	۱۸۰	د ګیډی د ملحقاتو د جراحي ناروغي	پوهنوال دوکتور بادشاه زار عبدالی	خوست
۱۸۱	د ماشومانو د معدې معایې سیستم او ینې ناروغی	پوهنمل ډاکتر ولی ګل مخلص	خوست	۱۸۲	د سیستمونو پتالوژی دیمه برخه	پوهاند دوکتور خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار
۱۸۳	د سیستمونو هستالوژی	پوهاند دوکتور خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار	۱۸۴	د پوستکي ناروغی	پوهنوال ډاکټر سید انور اکبري	ننګرهار
۱۸۵	د ټټر اناټومي	پوهنیار دوکتور یما صدیقي	ننګرهار	۱۸۶	رهنمای عملی مشکلات عام طبی (دری)	ډاکتر مالټې ایل وان بلومرودر	بلخ
۱۸۷	عمومي هستالوژی	پوهاند دوکتور خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار	۱۸۸	رادیولوژی ازموینی او ناروغتیاوې	پوهنوال داکتر غلام سخی رحمانزی	ننګرهار
۱۸۹	د نیونتالوژی او کوچنیانو د ناروغیو کلینیکی هنډبوک	پوهنوال دوکتور منصور اسلم زی	ننګرهار	۱۹۰	د طبابت لنډ تاریخ	پوهاند عبدالحی مومنی	ننګرهار
۱۹۱	میخانیک او د نور فزیک	پوهنیار هدایت الله	ننګرهار	۱۹۲	د برق فزیک	پوهنیار هدایت الله	ننګرهار
۱۹۳	عمومي بیولوژي	پوهنمل جماعت خان همت	ننګرهار	۱۹۴	د تنفسی سیستم او د زړه روماتیزمل ناروغی	پوهاند دوکتور سیف الله هادي	ننګرهار
۱۹۵	فارمکولوژی، دریم ټوک	پوهنوال سید قمبر علي حیدري	ننګرهار	۱۹۶	عمومی پتالوژي	پوهندوی دوکتور محمد آصف	ننګرهار
۱۹۷	طبي فزیولوژی	پوهاند شریف الله نعمان	ننګرهار	۱۹۸	د پلاستیک جراحی اساسات او تخنیکونه	داکتر الفت هاشمی	ننګرهار
۱۹۹	عمومی بیولوژی	پوهندوی الفت شیرزی	ننګرهار	۲۰۰	د عصبي سیستم اناټومي	پوهنیار دوکتور یما صدیقي	ننګرهار
۲۰۱	د سینې سرطان، پیژندنه، درملنه او مخنیوی	پوهنوال ډاکتر نظر محمد سلطانزی ځدران	ننګرهار	۲۰۲	د وینې حجرو، تنفي جهاز، هضمي جهاز، او نوو زېږېدلو فزیولوژي	پوهنوال دوکتور جنت میر مومند	ننګرهار
۲۰۳	د سینې بطن او حوصلې اناټومي	پوهندوی ډاکتر حمیدالله حامد	خوست	۲۰۴	فزیکي تشخیص او د تاریخچې اخستنه	پوهاند ډاکتر شریف الله	ننګرهار

۲۰۵	د ځانګړو حسیتونو، پوستکي، اوتونومیک او مرکزي سېستم فزیولوژي	پوهنوال دوکتور محب الله شینواری	ننګرهار	۲۰۶	د درملو بدی اغیزی	پوهنوال سید قمبر علی حیدری	ننګرهار
۲۰۷	جراحی عمومی اطفال	پوهنیار داکتر توریالی حکیمی	کابل طبی پوهنتون	۲۰۸	معاینات کلینیکی اطفال بطور ساده	پوهندوی دوکتور سید نجم الدین جلال	کابل طبی پوهنتون
۲۰۹	۱۴۰ طبي کتابونه په دی وی دی کې (پښتو، دري او انګلیسی)	ببلا ببل مؤلفین	ټول پوهنتونونه	۲۱۰	۲۱۴ طبي کتابونه په دی وی دی کې (پښتو، دري او انګلیسی)	ببلا ببل مؤلفین	ټول پوهنتونونه
۲۱۱	عصبي معاینات او سلوکپوهنه	پوهنوال داکتر جهان شاه تنی	خوست	۲۱۲	عصبي جراحي	پوهاند دوکتور بادشاه زار عبدالي	خوست
۲۱۳	د عامو کسرونو ټرلي درملنه	پوهندوی دوکتور ظاهر گل منګل	خوست	۲۱۴	د وینې ناروغی	داکتر حیات الله احمدزی	ننګرهار
۲۱۵	د داخله ناروغیو تفریقی تشخیص لومړی برخه	پوهاند دوکتور سیف الله هادی	ننګرهار	۲۱۶	د داخله ناروغیو تفریقی تشخیص دهمه برخه	پوهاند دوکتور سیف الله هادی	ننګرهار
۲۱۷	امینو فارمکولوژي	پوهنوال دوکتور غلام ربی بهسودوال	ننګرهار	۲۱۸	د ماشومانو تنفسي، زړه، وینې او پښتورګو ناروغی	پوهاند داکتر نجیب الله امین	ننګرهار
۲۱۹	تشخیصیه رادیولوژي، دوهمه برخه، سینه یا صدر	دوکتور نور محمد شینواری	ننګرهار	۲۲۰	طبی فزیک	پوهنیار هدایت الله مهمند	ننګرهار
۲۲۱	رادیولوژي	پوهنوال داکتر سید عارف وبار		۲۲۲	اندوکراینولوژي او روماتولوژي	پوهاند دوکتور سیف الله هادي	ننګرهار
۲۲۳	د کوچنیانو جراحي	پوهاند ډاکتر فضل الرحیم شګیوال	ننګرهار	۲۲۴	د سترګې کلینیکي ناروغی	پوهنوال ډاکتر عبدالبصیر صافی	ننګرهار
۲۲۵	بیوفزیک	پوهنیار ګل احمد سهیل	ننګرهار	۲۲۶	مالیکولي بیولوژي	پوهندوی جماعت خان همت	ننګرهار
۲۲۷	د ماشومانو انتاني ناروغی	پوهاند دوکتور عبدالستار نیازی	ننګرهار	۲۲۸	د ماشومانو اساسات، هضمي، اندوکراین او عصبي ناروغی	پوهاند سمیع الله حیات	ننګرهار
۲۲۹	تنفسی او د زړه روماتیزمل ناروغی	پوهندوی داکتر سلام جان شمس	ننګرهار	۲۳۰	یورولوژي	داکتر غازی جمال عبدالناصر	ننګرهار
۲۳۱	طبي جنیتیک	پوهندوی الفت شیرزی	ننګرهار	۲۳۲	د انسان عمومي کلینیکي امبریولوژي	داکتر عبدالله جان شینواری	ننګرهار
۲۳۳	انګلیسي-پښتو طبي قاموس (لومړی ټوک)	رنځورمل دوکتور عجب ګل مومند	ننګرهار	۲۳۴	انګلیسي-پښتو طبي قاموس (دوهم ټوک)	رنځورمل دوکتور عجب ګل مومند	ننګرهار
۲۳۵	د نور فزیک	پوهنیار هدایت الله مهمند	ننګرهار	۲۳۶	فارمکولوژي (دریم کال، دوهم سمستر لپاره)	پوهنوال دوکتور غلام ربی بهسودوال	ننګرهار
۲۳۷	د هډوکو اناټومي	پوهندوی حمیدالله حامد	خوست	۲۳۸	د قلبي وعایي، وینې، تنفسي او هضمي جهاز پتالوژي	پوهاند دوکتور خلیل احمد بهسودوال	ننګرهار
۲۳۹	روانشناسی عمومی	پوهاند ماریا صاعد سلطانی	بلخ	۲۴۰	په معاصر طب کې د فزیک پیژندنه	ګل احمد سهیل	ننګرهار

تطبیق کوونکی: ډاکټر یحیی وردګ، د لوړو زده کړو وزارت مشاور، څلورمه کارته، کابل افغانستان، جون ۲۰۲۱

دفتر: 075601640، ایمیل: textbooks@afghanic.org ،www.mohe.gov.af



Publishing Textbooks

Honorable lecturers and dear students!

The lack of quality textbooks in the universities of Afghanistan is a serious issue, which is repeatedly challenging students and teachers alike. To tackle this issue, we have initiated the process of providing textbooks to the students of medicine. For this reason, we have published 342 different textbooks of Medicine, Engineering, Science, Economics, Journalism and Agriculture from Nangarhar, Khost, Kandahar, Herat, Balkh, Al-Beroni, Kabul, Kabul Polytechnic and Kabul Medical universities. The book you are holding in your hands is a sample of a printed textbook. It should be mentioned that all these books have been distributed among all Afghan universities and many other institutions and organizations for free. Out of the total, 96 medical textbooks funded by German Academic Exchange Service, 210 medical and non-medical textbooks funded by Kinderhilfe-Afghanistan, 7 textbooks funded by German-Afghan University Society, 2 textbooks funded by Consulate General of the Federal Republic of Germany, Mazar-e Sharif, 4 textbooks funded by Afghanistan-Schulen, 2 textbooks funded by SlovakAid, and 8 textbooks funded by Konrad Adenauer Stiftung. All the published textbooks can be downloaded from www.ecampus-afghanistan.org & www.kitabona.com.

The Afghan National Higher Education Strategy (2010-2014) states:

"Funds will be made available to encourage the writing and publication of textbooks in Dari and Pashto. Especially in priority areas, to improve the quality of teaching and learning and give students access to state–of–the–art information. In the meantime, translation of English language textbooks and journals into Dari and Pashto is a major challenge for curriculum reform. Without this facility it would not be possible for university students and faculty to access modern developments as knowledge in all disciplines accumulates at a rapid and exponential pace, in particular this is a huge obstacle for establishing a research culture. The Ministry of Higher Education together with the universities will examine strategies to overcome this deficit ".

We would like to continue this project and to end the method of manual notes and papers. Based on the request of higher education institutions, there is the need to publish about 100 different textbooks each year.

I would like to ask all the lecturers to write new textbooks, translate or revise their lecture notes or written books and share them with us to be published. We will ensure quality composition, printing and distribution to Afghan universities free of charge. I would like the students to encourage and assist their lecturers in this regard. We welcome any recommendations and suggestions for improvement.

It is worth mentioning that the authors and publishers tried to prepare the books according to the international standards, but if there is any problem in the book, we kindly request the readers to send their comments to us or the authors in order to be corrected for future revised editions.

We are very thankful to Kinderhilfe-Afghanistan (German Aid for Afghan Children) and its director Dr. Eroes, who has provided fund for this book. We would also like to mention that he has provided funds for 210 medical and non-medical textbooks so far.

I am especially grateful to GIZ (German Society for International Cooperation) and CIM (Centre for International Migration & Development) for providing working opportunities for me from 2010 to 2016 in Afghanistan.

In our ministry, I would like to cordially thank Academic Deputy Minister Abdul Tawab Balakarzai, Financial & Administrative Deputy Minister Noor Ahmad Darwish, Advisor at Ministry of Higher Education Dr. Gul Rahim Safi, Chancellor of Universities, Deans of faculties, and lecturers for their continuous cooperation and support for this project.

I am also thankful to all those lecturers who encouraged us and gave us all these books to be published and distributed all over Afghanistan. Finally I would like to express my appreciation for the efforts of my colleagues Hekmatullah Aziz and Fahim Habibi in the office for publishing and distributing the textbooks.

Dr Yahya Wardak
Advisor at the Ministry of Higher Education
Kabul, Afghanistan, May, 2021
Mobile: 0706320844, 0780232310
Email: textbooks@afghanic.org

Message from the Ministry of Higher Education

In history, books have played a very important role in gaining, keeping and spreading knowledge and science, and they are the fundamental units of educational curriculum which can also play an effective role in improving the quality of higher education. Therefore, keeping in mind the needs of the society and today's requirements and based on educational standards, new learning materials and textbooks should be provided and published for the students.

I appreciate the efforts of the lecturers and authors, and I am very thankful to those who have worked for many years and have written or translated textbooks in their fields. They have offered their national duty, and they have motivated the motor of improvement.

I also warmly welcome more lecturers to prepare and publish textbooks in their respective fields so that, after publication, they should be distributed among the students to take full advantage of them. This will be a good step in the improvement of the quality of higher education and knowledge transfer process.

The Ministry of Higher Education has the responsibility to make available new and standard learning materials in different fields in order to better educate our students.

Finally I am very grateful to Kinderhilfe-Afghanistan (German Aid for Afghan Children) and our colleague Dr. Yahya Wardak that have provided opportunities for publishing this book.

I am hopeful that this project should be continued and increased in order to have at least one standard textbook for each subject, in the near future.

Sincerely,
Abdul Tawab Balakarzai
Academic Deputy Minister of Higher Education
Kabul, 2021

Book Name	Introduction to Physics & Modern Medicine
Translator	Sen Teach Assist Gul Ahmad Suhail
Publisher	Nangarhar University, Medical Faculty
Website	www.nu.edu.af
Published	2021, First Edition
Copies	1000
Serial No	330
Download	www.ecampus-afghanistan.org www.kitabona.com

This publication was financed by **Kinderhilfe-Afghanistan** (German Aid for Afghan Children) a private initiative of the Eroes family in Germany.

Administrative and technical support by Afghanic.

The contents and textual structure of this book have been developed by concerning author and relevant faculty and being responsible for it.

Funding and supporting agencies are not holding any responsibilities.

If you want to publish your textbooks, please contact us:
Dr. Yahya Wardak, Ministry of Higher Education, Karte – 4, Kabul
Office 0780232310, 0706320844
Email textbooks@afghanic.org

All rights reserved with the author.

Printed in Afghanistan 2021

ISBN 978-9936-633-67-4