

A CT minőség ellenőrzése.

Duliskovich Tibor, Vittay Pál

Összefoglaló

Bevezetés: A szerzők a modern radiológiai diagnosztika gép- és szoftver függő berendezéseinek képminőség kontroljának elméleti kérdéseivel foglalkoznak és az RMI gyártmányú 461A típusú fej/test phantommal szerzett tapasztalataikat foglalják össze a CT minőség biztosításával kapcsolatosan.

Módszer: A digitális kép keletkezése, feldolgozása, megjelenítése, észlelése, értékelése, és tárolása kapcsán leselkedő hibaforrásokra terjedt ki vizsgálatunk. A CT phantommal a készülékek minőségellenőrzése kapcsán felmerült problémák és ezek megoldásait tárgyaljuk.

dr Duliskovich Tibor

Országos Röntgen és Sugárfizikai Intézet

dr prof Vittay Pál

Országos Röntgen és Sugárfizikai Intézet Főigazgató Főorvos

Levelezési cím:

dr Duliskovich Tibor

ORSI

Radiológiai Klinika

1135 Budapest, Szabolcs u. 33-35

Eredmények: A munkánk során minőség ellenőrző és biztosító protokollokat hoztunk létre, melyek egyrészt alkalmasak a mindennapi rutinban a CT készülékek képminőségének és ezen keresztül üzemállapotának gyors és tájékozódó jellegű felmérésére, másrészt komplex, minden részletre kiterjedő minőségellenőrzést és hibaforrás felderítést tesznek lehetővé minimális anyagi és idő ráfordításokkal.

Következtetés: A rendszeres minőség ellenőrzés segítségével még azt megelőzően észlelhető a CT készülékek működési zavara, mielőtt bármilyen képminőség romlás, és ezen keresztül, diagnosztikus érték csökkenés bekövetkezhetne. A Magyarországon telepített összes CT átfogó ellenőrző program keretein belül folyamatos minőség biztosításban kell részesülnön. A CT homogenitás és zajszint mindennapos mérése megfelelően érzékeny módszere a képminőség rutin ellenőrzésének.

Kulcsszavak: CT, quality controll, quality assurance, minőségbiztosítás, phantom mérés.

CT scanners quality assurance

Summary

Introduction: The high level of electronic and mechanical complexity inherent in a CT scanner, as compared to the more common radiologic instruments, make the implementation of a CT Quality Assurance (QA) program essential to the maintenance of good image quality and low patient dose. The authors report their experiences with RMI head/body CT phantom Model 461A.

Methods: The step by step analysis of digital picture acquisition, post processing, performance, perception, appreciation and storage indicates some specific error sources in picture interpreting, which may cause diagnostic fault. The detection and solution of these problems are discussed in this paper.

Results: The developed quality assurance protocol contains a series of simple, effective tests using RMI CT Phantom Kit to check CT scanner performance, including daily quality control test, comprehensive QC testing and a complete CT QA program. This protocol is designed for maximum flexibility with a minimum amount of time, effort and cost.

Conclusion: Careful quality control measurements are needed to monitor scanner performance and to detect any degradation of image quality before diagnostic information is significantly affected. Every CT system should be incorporated into a comprehensive QA program. The average CT number and its standard deviation should be checked daily to monitor noise properties and CT number accuracy of the scanner.

Key words: CT, quality control, quality assurance, phantom study.

Módszer

A komputeres tomográfia a 22-ik életévébe lépet, tehát felnőtt korúnak tekinthető nemcsak "biológiailag", hanem technikailag, elektronikailag, számítástechnikailag és módszertanilag is. A CT megtalálta a helyét a diagnosztikus radiológia palettáján.

Amióta 1972-ben az EMI gyártmányú fej komputer tomográf először kapott széles nyilvánosságot egy 80x80 pixeles szelet elkészítése még 5 percig tartott. Ma a technika és elektronika szédületes fejlődésének köszönhetően a 2-4 secundumos 512x512 matrix-al rendelkező szelet szkennelési ideje átlagosnak mondható. Tehát a gépek 100-szor gyorsabbak lettek, miközben 50-szer több képpontot számolnak ki.

Próbáljuk emberközelbe hozni a képminőség fogalmát. Mennyire jó a jó? Milyen mélységű kép elégíti ki a mindennapos diagnosztikus igényeket? Mi az optimális képmatrix mérete: 256, 512, netán 1024 vagy még több? Kell-e subsecundumos szkennelési idő? Legyen a szeletvastagság azonos a képelem méretével? Ki tudjuk használni a félmilliméteres magas kontrasztú térbeli felbontást vagy ez már felesleges? Mennyi az elfogadható képzaj? Elégséges a gray-scale megjelenítés vagy ragaszkodjunk a színes képekhez? Milyen felbontású, sugárzású monitort használjunk? Hogyan tároljuk vizsgálatainkat? Más szavakkal: mi az a határ, amikor egy berendezést működőképesnek mondunk ki és mikor kell keményen fellépünk annak érdekében, hogy a diagnosztikai tévedések elkerülhetők legyenek? Hol húzzuk meg a határt az alacsony, közép és felső kategóriájú gépek között?

A fenti kérdésekre adott válaszok egy része a konkrét alkalmazási feladattól függ, de a képminőség fogalma ezek összességéből fakad és rendszeres precíz reprodukálható ellenőrzések segítségével biztosítható csupán. Hiszen emberi érzékszerveinkkel nem tudjuk felmérni, hogy a monitoron megjelenő kép mennyire felel meg a valóságnak, mivel az anatómiai állandóságra építeni nem lehet! Ezért rá vagyunk kényszerülve olyan eszközök használatára, melyek gyártása során ismert típusú anyagokat ismert alakzatokban helyezünk el. Így, amennyiben a megjelenő kép eltér az elvárttól megfelelő következtetéseket tudunk levonni. Ezek az eszközök a phantomok.

Ha ezeknek az anyagoknak, melyek a diagnosztikus energia tartományokban úgy viselkednek az ionizáló sugárzással szemben, mint az emberi szövetek, a detektálása és megjelenítése nem szenvedett zavart, akkor feltételezzük, hogy a kép megfelelően reprezentálja az anatómiai struktúrákat. Ez az alapja a minőségellenőrzésnek.

Mitől függ a képminőség?

Környezet tényezői: A gépek üzembiztos működéséhez általában megfelelő külső hőmérséklet, páratartalom, hálózati feltételek, földelés, rádiófrekvencia zajmentesség stb. szükségeltetik. Bármely tényező kritikus megsértése hibaforrásként szerepelhet, mely esetleg a működést nem gátolja meg, de komoly képminőség romlást idézhet elő.

Mechanika: A CT asztal szilárdsága, a gantry rezgésmentessége, az alkatrészek rögzítése alapvető fontosságú. Az első test, amelyet végzünk - a vibrációs teszt. Ilyenkor a detektorok zaját összehasonlítjuk álló cső-gantry esetén és mozgó csővel, de sugár nélkül!!! Amennyiben némely detektor, vagy az egész detektor zaj jelentősen növekszik, úgy a vibráció a megengedetnél nagyobb.

A CT asztal sugárelnyelésének homogénnek kell lenni, nem lehet zavaró.

Detektor: A gáz (általában xenon) detektorok érzékenysége gáznyomás függő, barométerrel folyamatosan ellenőrzendő. A félvezető detektorok hőingadozásra rendkívül érzékenyek, de a jelentős túlexpozíció is kárt tehet bennük. A detektorokban a feszültség különbséget azonos szinten kell tartani. Ez megoldható újratölthető elemek és hálózatról működő tápegység segítségével. Ez utóbbi esetben a hálózat instabilitásai ingadozó alapfeszültséget és ezáltal magasabb detektor zajt eredményezhetnek.

A detektorok pillanatnyi állapotának megfelelően változik a nyugalmi feszültségük (áramuk). A kalibráció során a számítógép levegő vagy vízdenzitású fantom esetén ezeket rögzíti és a később mért értékeket ezekkel korrigálja. A forgó detektoros rendszerekben ez a folyamat betegek közt minél gyakrabban elvégzendő. Álló detektor mezővel rendelkező készülékek a cső forgásával egy időben a legyező formájú rtg sugár szélével, mely testrészen nem halad át, folyamatosan szeletenként kalibrálják a detektorokat. Ez jóval kisebb inhomogenitás elérését teszi lehetővé.

Az rtg cső: A forgó anód felszíne a cső elöregedése folytán felmaródik. A gyártók általában 60.000 szelet szám közeli értékig vállalnak garanciát termékeikre, de Magyarországon nem ritka a kétszeres szeletszám túllépés sem. Ilyenkor az anód felszínének egyenetlensége folytán egyenetlenné válik a sugáremisszió is. Az rtg-csőben óhatatlanul extrafokális sugárzás is keletkezik. A fentieknek képtelensége a következménye, amennyiben a készülékbe csak primaer sugárrekesz van szerelve vagy a secunder sugárrekesz nem követi pontosan a szeletvastagság beállításokat. Nem csak a képminőség romlik, de jelentősen fokozódik a beteg sugárterhelése is.

Meg kell jegyezni, hogy a detektorokon a megfelelő jel/zaj viszony elérése érdekében egy adott dózis szükségeltetik. Ennek csökkenése esetén

(gyors scan, vékony szelet, alacsony csőáram, stb) növekszik a zaj - romlik a képminőség!

Fénymutató: A fénymutató megfelelősége a tényleges sugármezőnek életbevágóan fontos a helyes pozicionálás szempontjából.

Sugárrekesz: Amennyiben nincs secunder rekesz a gép fokozottan érzékeny az extrafokális sugárzásra. A primaer rekesz szerepe a szeletvastagság beállítása. Ha a tényleges szelet vastagabb, mint a szoftver által deklarált, akkor a voxel jóval nagyobb lesz, a parciális volumen effektusnak köszönhetően a kis képletek denzitásai nem értékelhetők és continua szeletek esetén tulajdonképpen overlappinggel dolgozunk, ami felesleges és növeli a sugárterhelést is!

Scan speed: A skennelési sebesség növelésével csökkennek a mozgási artefaktumok, de a megfelelő dózis elérése érdekében, növekszik a csőterhelés. Ugyanakkor növekszik a vibráció is. Ezért a vibrációs tesztet az összes scan speed esetében meg kell mérni.

Filterezés: A nyers mérési adatokat, az un. RAW data-t különböző filterezési eljárásoknak vetik alá. Az analóg-digitális konverzió és a Fourier transzformációt követően, a visszavetítés és rekonstrukció után a memóriában előáll a digitális matrix, melynek minden egyes pixele egy voxel sugárgyengítési képességét reprezentálja, azaz a voxelben található szövetrészlet elektrondenzitását tükrözi.

Post processing: Ezalatt elsősorban az olyan képmanipulálási lehetőséget értjük, melyek a rendelkezésre álló digitális képekből az emberi szem fiziológiáját figyelembe véve könnyebben értékelhetőbb képek állítanak elő. A digitális képet megfelelően ki kell zoomolni, az ablakozási technikákkal a kiértékelendő szövetre optimalizálni. A 3D rekonstrukcióval a megfelelő denzitású felszínek megjeleníthetők. A denzitás értékekhez való szín hozzárendelésével szélesebb ablakot használva is növekszik a szem kontrasztérzékelő képessége, azaz egyszerre több különböző denzitású lépcsőt tud megkülönböztetni.

Monitor: A digitális-analóg konverzió után a kép magas felbontású monitoron megjeleníthető. A mintavételi frekvencia itt is fontos, mint az A/D konverzió során. Ha a monitor beégett, vagy helytelen a kontraszt és fényerő szabályozása - jelentősen romlik a képek értékelhetősége. Fényvisszaverés gátló szűrők alkalmazása és MON-X szemüveg viselése ajánlatos.

Multiformat kamera: Mivel a vizsgálatokat gyakran nem monitorról, hanem utólag az elkészült filmek elemzésével értékelik az orvosok a fényképező berendezés minőségellenőrzésének nagyon nagy jelentősége van. Tisztaság, pormentesség nélkülözhetetlenek. A mozgó monitorral ellátott

optikai kamerák egyszerűbbek, képminőségük gyengébb, mint a laser-es multiformát kameráké.

Előhívó automata: A hívási, fixálási és öblítési folyamatok állandóságát általában mikrochip figyeli. Ma már léteznek előhívók, melyek a gyári csomagoláson található vonalkód alapján a hívási paramétereket a standardhoz képest utánállítják a betöltött film gyárilag tesztelt érzékenységének megfelelően.

Film: A kamerákhoz megfelelő vastagságú, átlátszóságú, érzékenységű film használandó, különben a film betöltését figyelő fotodióda pl. nem érzékeli a film behúzását és rátölt.

Back-up: A képek minőségromlás nélküli digitális tárolása a legolcsóbb, legbiztonságosabb módszere a képarchivum készítésére. Ma számtalan adatkompressziós eljárás segítségével a kép memória igénye nagymértékben, akár 90-95%-kal csökkenhető. Óvakodni kell azonban az ilyenkor fellépő adatredukciótól, melynek hatására nem az eredeti képet kapjuk tesszük e!!!!

Egy lánc erőssége mindig a leggyengébb láncszem erősségével egyenlő. Ez áll a CT képalkotására is. Elég egyetlen egy gyenge láncszem az adatkviziciótól kezdve, a szoftver képességein keresztül, a kép megjelenítéséig és a képminőség a leggyengébb láncszem szintjére zuhan!

Eredmények

Mivel egy olyan komplex berendezés minőségellenőrzését, mint amilyen egy CT, csak a szakszerviz végezheti és mivel a mindennapi gyakorlatban nincs szükség a gép szétszedését követően az egyes alkatrészek ellenőrzésére (általában ez nem is lehetséges), ezért olyan minőségellenőrző módszer segítségével tájékozódhatunk a készülék megfelelőségéről, mely a bemenet és kimenet közt elhelyezkedő összes részegységet egyszerre értékeli.

A mi gyakorlatunkban RMI gyártmányú fej/test CT phantommal végeztük a minőségi paraméterek ellenőrzését. Igyekeztünk olyan egyszerű protokollokat összeállítani, melyek segítségével a CT üzemeltető szakasszisztensek a munka kezdés előtt könnyedén meggyőződhetnek a

készülék hibátlan működéséről vagy felfedezhetik a rejtett hibák képminőséget befolyásoló jelenlétét. Így a szakszerviz időben értesíthető, a hiba elháríthatóvá válik, még mielőtt diagnosztikus tévedések forrása lehetne.

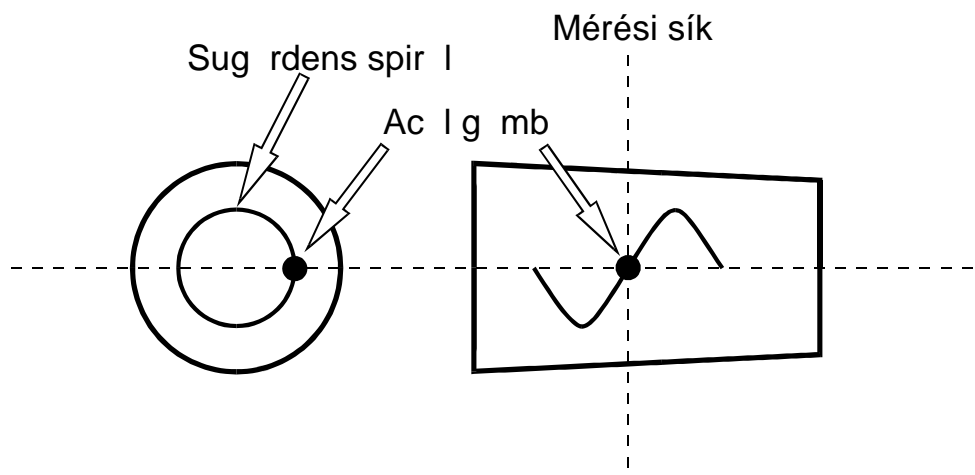
A másik célunk olyan átfogó, részletekbe menő minőségellenőrző és biztosító program kidolgozása volt, mely a CT gyakorlatilag minden kritikus elemének standard módon, a későbbiekben reprodukálhatóan történő, kiértékelését teszi lehetővé.

A következőkben röviden ismertetem az általunk végzett mérések módszertanát és az ezekből levonható következtetéseket.

A munkánk során a következő paraméterek vizsgálatát végezzük el:

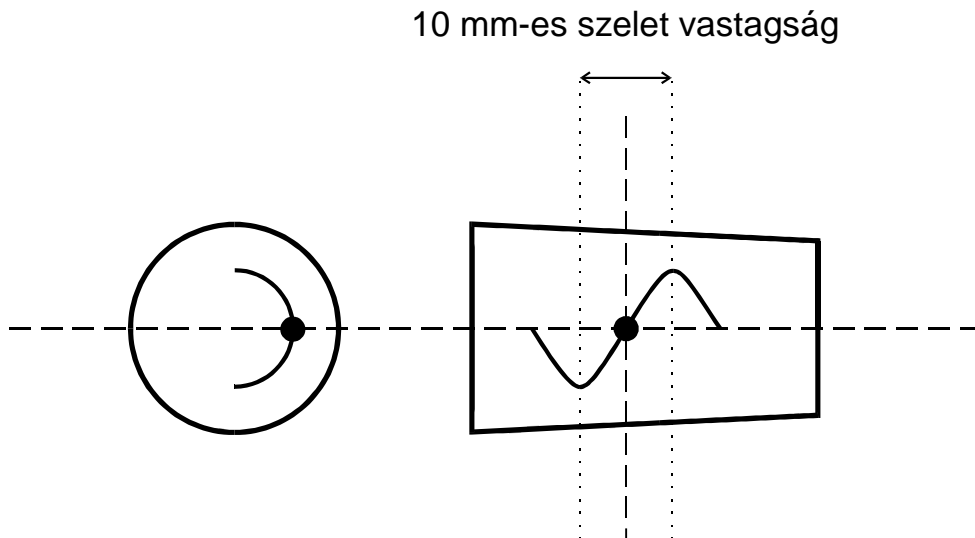
- CT szám pontosság,
- CT szám homogenitás a gantry-n belül,
- CT szám zaj,
- CT szám temporális (időbeli) stabilitás,
- magas (100%) kontrasztú térbeli felbontás,
- alacsony (0.6%) kontrasztú térbeli felbontás,
- modulációs transfer funkció (MTF),
- point spread funkció (PSF),
- szelet vastagság,
- beam hardening effektus,
- artefaktumok.

A mérések elvégzése előtt kalibrálni kell a CT készüléket és a fantomot megfelelően pozicionálni kell mindkét síkban a fantom szélső furataiba behelyezett spirális, más néven HELIX, betétek segítségével. A vízdenzitású közegben egy sugárdens anyagból egy spirál van elhelyezve a vizsgálati síkra merőlegesen oly módon, hogy a menetemelkedés 360° -on 2 cm. A spirál közepére egy 1.6 mm acélgolyó van rögzítve (l. 1-s ábrát).



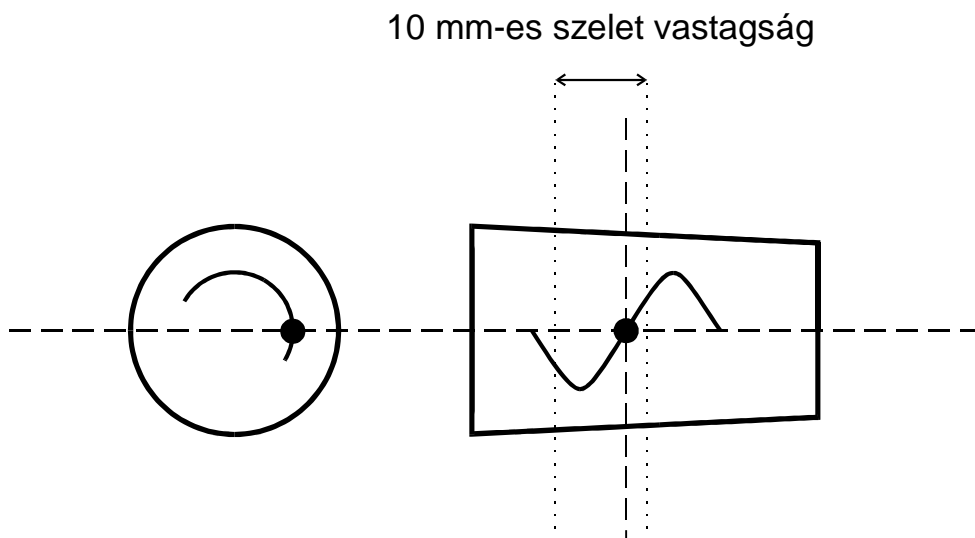
1. ábra: A fantom pozicionálása a sugárdens spirál segítségével a mérési síkban.

A spirál közepén elhelyezett kis golyó a helyesen pozicionált fantom minden betétjében az ábrázolódott ív közepén helyezkedik el. Az ábrázolódó ív nagysága a szeletvastagságától függ. Mivel 2 cm menetemelkedés 360°-nak felel meg, minden 1 mm szeletvastagság 18°-os ívrészletet ábrázol (l. a 2-s ábrát).



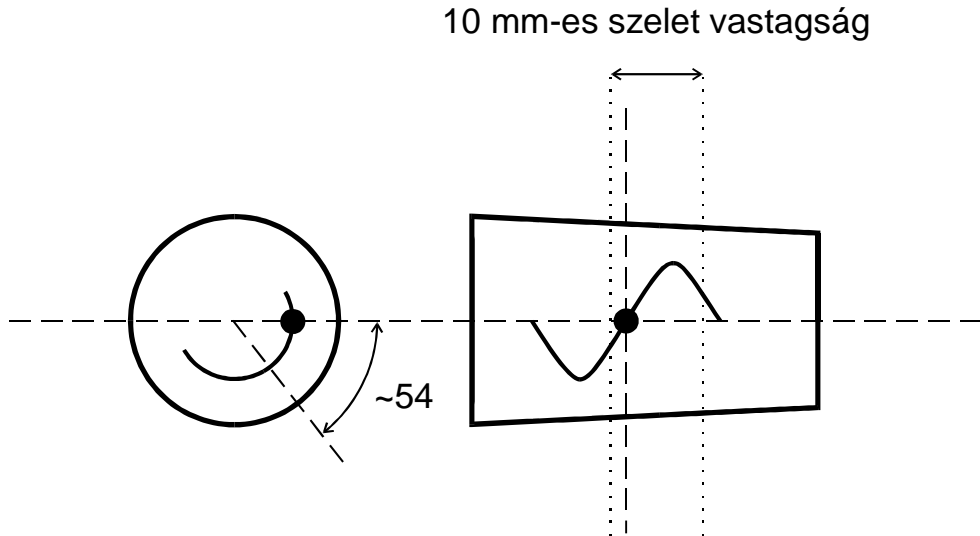
2 bra: Helyesen pozicionált 10 mm-es szelet.
Az ábrán a golyó a spirál ívének közepén helyezkedik el, az ív 180° (18 x 10 mm).

Amennyiben a betét és a fantom nincs megfelelően elhelyezve a metszési síkban, úgy az acélgolyó a láthatóvá vált ívrész szélénél fog ábrázolódni (l. 3-as ábrát).



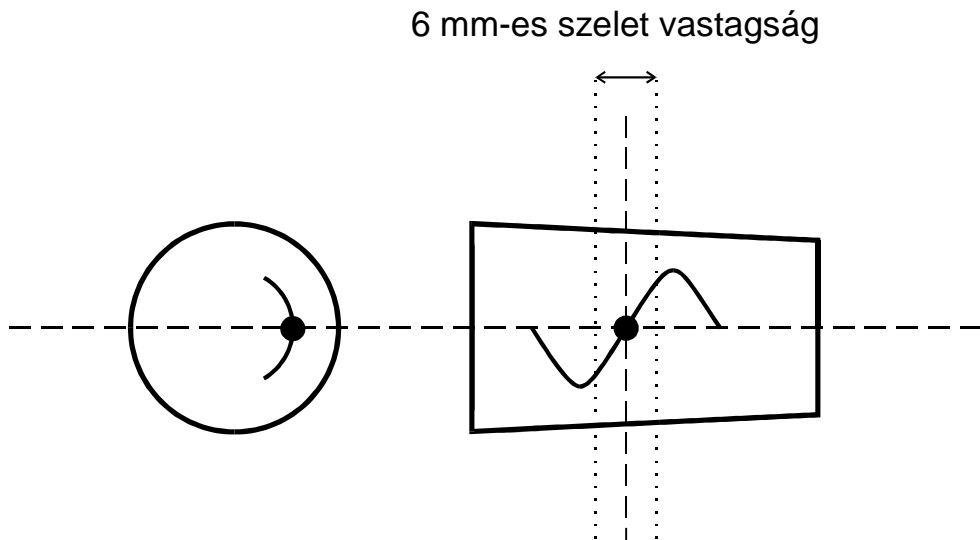
3 bra: Helytelen pozíció 10 mm-es szelet.
Az ábrán a golyó a spirál ívének szélénél fog ábrázolódni.

A vízszinteshez képest szöget fog bezárni az ív szakasz és ennek a szögnek a nagysága egyenesen arányos a fantom kimozdulási fokával a metszési síkhoz képest. A 4-ik ábrán látható 54° -os eltérés annyit jelent, hogy a fantomot 3 mm-rel ($54^\circ / 18^\circ$) be kell tolni a gantry-be.



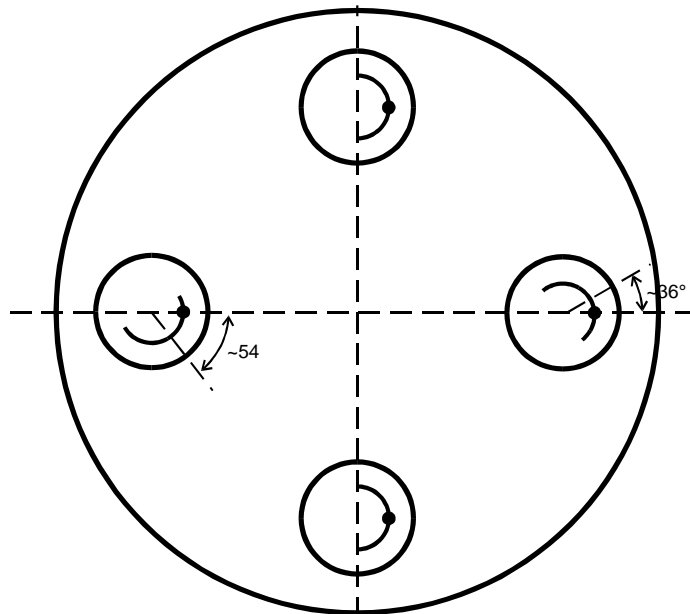
4 bra: Helytelen I pozicion lt 10 mm sz les szelet.

Vékonyabb szelet esetén a spirálból kisebb részlet válik láthatóvá (l. az 5-ik ábrát). Ezzel a módszerrel megközelítő pontossággal szeletvastagság is mérhető.



5 bra: Helyesen pozicion lt 6 mm sz les szelet.
Az ac l g mb az br zol d v k zep n
helyezkedik el, az v 108 (18 x 6 mm).

A 6-ik ábra egy pontatlanul beállított fantomot ábrázol. Ebben az esetben a fantom bal szélét 3 mm-rel be kell tolni, a jobb szélét 2 mm-rel ki kell húzni a gantryből. A fantom felső és alsó széle jó helyzetben vannak.



6. ábra: Helytelen I pozícion It fantom.

A CT szám pontosságát ismert denzitású fantom betétek CT szám meghatározásával ellenőrizzük: polypropylene -100 HU, polyethylene -90 HU, vízdensitású betét 0 HU, acryl 120 HU, teflon 900 HU.

A CT szám homogenitás alatt a gantry területén különböző pontokban vízdensitású fantommal mért CT számok egyformaságát értjük.

A zaj megegyezik az adott ROI-ban mért CT szám standard deviációjának mértékével.

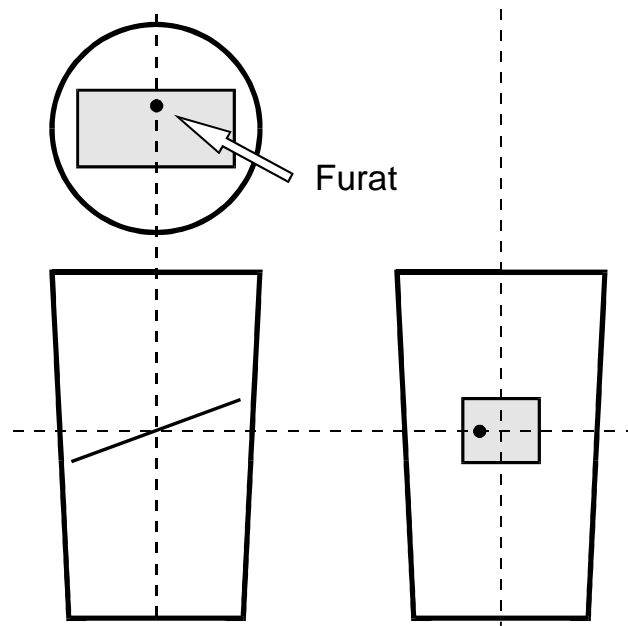
A fent ismertetett méréseket a készülék által támogatott összes csőáram (mA), scannelési idő, szelet vastagság, filterezés paraméterekkel kell elvégezni minden lehetséges kombinációban. A ROI minden esetben azonos számú képelemet kell hogy tartalmazzon, azonos nagyítás mellett. Ez az időbeli állandóság helyes megítéléséhez nélkülözhetetlen. A temporális stabilitás a készülék állapotának érzékeny detektora.

A térbeli felbontó képességet magas (100%-os) kontraszt esetében a vízdensitású betétbe fúrt 1.5 / 1.25 / 1.0 / 0.8 / 0.6 / 0.5 / 0.4 átmérőjű levegő tartalmú furatok sorozataival határozzuk meg a gantry különböző pontjain.

A térbeli felbontó képesség alacsony (0.6%-os) kontraszt mellett egy CT készülék egyik legfontosabb paramétere. Ettől függ, ugyanis, a

diagnosztikában a homogén képleteken belüli laesiók felismerhetősége (pl. májmetsztázis, lépinfarktus, tumoron belüli necrosis, stb.) Az alacsony kontrasztú felbontás nagymértékben korrelál a képzaj szintjével, de pontosan csak megfelelő betéttel mérhető. Munkánkban a környezetükkel (vízdenzitású közeg) 0.6%-os kontrasztot alkotó, egymás mellé helyezett 8 / 5.6 / 4 / 2.8 / 2 mm átmérőjű, gyantával kitöltött furatok sorozatával határoztuk meg az alacsony kontrasztú felbontást. Egy fontos élettani fenomén alapvetően befolyásolja az alacsony kontrasztú elemek érzékelhetőségét. A látószögnek minél kisebbnek kell lennie, a látási távolságnak lehetőleg minél nagyobbaknak kell lennie (minimum 3-4 méter a monitor képernyőjétől vagy a film síkjától számítva!)

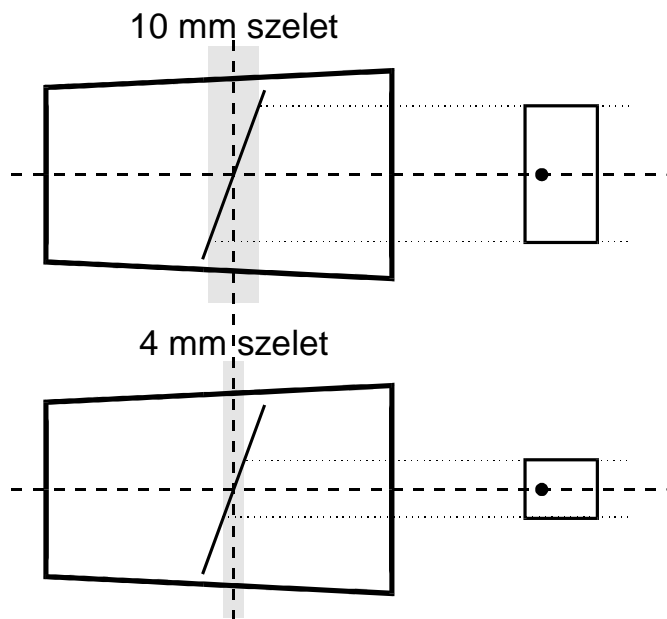
A szeletvastagság tényleges mérete döntő a CT alacsony kontrasztú felbontása szempontjából (nagy voxel = erős volumen effektus) és a páciens sugárterhelése szempontjából. A szeletvastagság mérése lehetséges a fantom pozicionálását segítő spirális drót betétek segítségével a fent említett módon. Sokkal pontosabb azonban a szeletvastagság mérése a szenzitivitási profil betéttel. A betétben egy 0.5 mm vastag alumínium lapocska van a szelet síkjához képest 26.6 fokban bedöntve (l. a 7-es ábrát). A lapocska hosszabb oldala közepénél egy apró lyuk van fúrva, mely helyesen beállított fantom esetén mindig a lapocska közepén ábrázolódik.



7 bra: Szelet szenzitivitási profil betéttel felépítve..

A döntési szögnek köszönhetően a tényleges szeletvastagságnál kétszer hosszabb lapmetszet válik láthatóvá (l. 8-as ábrát). A kép kiértékelésénél rendkívül fontos a megfelelő ablakozási technika, de ennek részleteivel jelen munkánkban nem foglalkozhatunk.

Az MTF és PSF funkciókat egy opcionális 0.25 mm fémszálat tartalmazó betéttel mérhetjük, de a MTF pontosabb meghatározása a szenzitivitási profil betéttel végezhető.



8 bra: Szelet vastags g m r se 26.6 -ban bed nt tt aluminium lapocsk t tartalmaz bet ttel.

A CT vizsgálatok során a módszer fizikájából adódóan szükségszerűen fellépnek bizonyos műtermékek. A sugárkeményedés néven ismert fenomén abból fakad, hogy a röntgen csőből kilépő sugárzás nem monokróm, hanem lefed egy bizonyos szélességű spektrumot. A magas denzitású objektumok megsűrítik a spektrumsáv alsó szélét relatív sugárkeményedést okozva. Mivel azonban a sugárgyengítés nemcsak az anyag atomikus számától, hanem a csillapítási együtthatók minden anyag esetén energia dependensek is, a keményebb sugár másféleképpen nyelődik el a magas denzitású objektumok árnyékában. A rekonstrukciós algoritmusok azonban ezt csak korlátozott mértékben képesek felismerni és korrigálni és így a képen műtermékek keletkeznek (a csont betét belsejében alacsonyabb denzitású pontokat találunk, és a szomszédos vízdenzitású környezetben csillagszerű mintázat jelenik meg). Ezek subjektív megítélése magas denzitású teflon betétek segítségével lehetséges.

Megbeszélés

Úgy találtuk, hogy a mindennapi gyakorlatban a CT állapotának tájékozódó jellegű felmérésére kiválóan alkalmas a CT szám stabilitás,

homogenitás és zaj mérése. Ezek a paraméterek érzékenyen reagálnak az egész rendszerben keletkezett hibákra. Ugyanakkor ezek a mérések nem igényelnek precíz fantom pozicionálást (sőt még fantomot sem!) és paraméter kombinációként egyetlen scanneléssel kivitelezhetők.

Egy részletes tesztelésnél azonban ki kell térni a fent említett összes paraméter mérésére és elemzésére, mivel a rejtett hibák és ezek kölcsönhatásai csak így ismerhetők fel biztonsággal.

A minőségbiztosítás és ellenőrzés legalább olyan fontos részei a diagnosztikus tevékenységnek, mint a megfelelő asszisztens és orvosképzés. Miközben a metódikából származó hibák egy részét a helyes képkiértékeléssel még korrigálni lehet, addig a CT készülék hibás működéséből fakadó téves mérésre nem derülhet fény rendszeres minőségellenőrzés hiányában. Ezek a hibák beépülnek a képbe félreértéseket és diagnosztikus tévedéseket okozva úgy, hogy ráadásul a legbecsületesebb operátorban és orvosban még csak fel sem merül a hiba lehetősége!!!

Az indokolatlan páciens sugárterhelés egy másik érv, mely a rendszeres kontroll mellett szól.

Rövidre fogva a szót, az eredményes diagnosztikához rendszeres képzés és tudatos minőségbiztosítás szükségeltetik. Az ORSI-ban kidolgozott rövid algoritmusok segítségével a CT készülék, mint egység, rutinszerűen naponta gyorsan, tájékozódó jelleggel ellenőrizhető még drága CT fantom hiányában is. Kalibrációt követően az üres gantry-t két-három skennelési üzemmódban végigmérve könnyűszerrel elvégezhető a CT szám pontosságának, a CT szám homogenitásának és zajának meghatározása. Ezeknek a paramétereknek időbeli hirtelen romlása érzékenyen reprezentálja a készülék egészének állapotromlását, a CT meghibásodását. A mérési jegyzőkönyvek a szerviz szakembereinek is támpontot jelentenek és segítik a hiba gyors elhárítását.

A rendszeres minőségbiztosítással nem csak a beteg és orvosa jár jól, hanem a kezelő személyzet és a szerviz is. Végső soron pedig az egészségügy, a társadalom és minden egyes állampolgár. Sok felesleges kiadást, ismételt vizsgálatot és végzetes hibát lehetne elkerülni megfelelően elvégzett egyszerű minőség ellenőrző műveletekkel!

Irodalom

1. Constantinou C., Attix F.H., Paliwal B.R.: A "solid water" phantom material for radiotherapy X-ray and X-ray beam calibration. *Medical Physics*, 1982 (3) 9.
2. Hanson K.M.: Detectability in computed tomographic images. *Medical Physics* 1979 (5): 441-451.
3. Hunter T.B.: CT units. *Radiology* 1982 (144): 942.
4. Hunter T.B.: *The computer in Radiology*. An Aspen Publication. 1986.
5. Instructions for RMI head/body CT phantom model 461A. 1994
6. Judy P.F: The line spread function and modulation transfer function of a computed tomographic scanner. *Medical Physics* 1976 (4) 3: 233-236.
7. Littleton J.T., Durizch M.L.: *Sectional Imaging Methods: A Comprison*. University Park Press. 1983.
8. McCullough E.C.: Photon attenuation in computed tomography. *Medical Physics* 1975 (6) 2: 307-320.
9. White D.R., Speller R.D.: The measurement of effective photon energy and "linearity" in computed tomography. *British Journal of Radiology* 1980 (625): 5-11.