

Vizsgálóeljárások klinikai jelentősége: Computer Tomographia

4. Vizsgáló eljárások klinikai jelentősége - Computer Tomográfia

Írta: Kalina Ildikó

Semmelweis Egyetem Radiológiai és Onkoterápiás Klinika

4.1. Bevezetés

A computer tomográfia (CT, számítógépes rétegvizsgálat) a röntgenvizsgálati technika és a számítástechnika ötvözésével, egyidejű alkalmazásával jött létre. A CT kifejlesztéséért Godfrey Hounsfield (angol) és Allan Cormack (dél-afrikai) tudósok 1979-ben orvosi Nobel-díjat kaptak. A CT alapvetően új, térbeli szemléletet hozott a radiológiába.

4.2. Történeti áttekintés

1967-ben készült el az első felvétel. A mérés 9 napig tartott, majd a számítógép 2 és fél órai számítás után jelenítette meg a képernyőn a fantom felvételt.

1972-ben készült el az első konvencionális rtg. csővel felszerelt prototípus, a mérési idő már „csupán” 20 perc volt.

1974-ben készült el az első gyakorlatban is használható felvétel egy emberi koponyáról. A mérési idő még mindig igen hosszú volt, a legfontosabb feladattá ennek az időtartamnak a lerövidítése vált.

1976-78-as években olyan gyors volt a technikai előrehaladás, hogy a CT berendezéseknél négy generáció fejlődött ki. Ezek egyszeeletes (szeletelő-léptető) CT-k voltak. A betegasztal mozgása szakaszosan történt, egy mérésnél a test egy harántszeletének leképezése történt.

1990-es évek elején az újdonság a spirál (helikális) technika megjelenése volt. A cső megszakítás nélküli körbeforgásával egyidejűleg az asztal egyenletes sebességgel továbbviszi a beteget, a letapogatás tehát kihagyások nélkül, egybefüggő csavarvonal (spirál) mentén történik.

1992 óta terjedtek el a sokszeletes, multislice vagy más néven multidetektoros CT-k. A spirál technikát annyiban fejlesztették tovább, hogy több, egymással párhuzamos detektorsor segítségével egy körbefordulás alatt átlagosan 4, 16, 32, 64, 128 vagy akár 256 illeszkedő metszet mérésére is képes.

2005 óta használatos a dual energy, dual-source (kettős energiájú, két csöves) CT.

A SPECT-CT és a PET-CT -kombinált (hibrid) diagnosztikai módszer.

A CT-technológiát ma már nem csak az orvostudományban, hanem sok más területen, ipari alkalmazásban is használják roncsolásmentes vizsgálati módszerként, pl. őslénytani kutatásra, geológiában kőzetmag vizsgálatra.

4.2.1. CT generációk

A CT azon számos technológiák egyike, melyet a számítógépek fejlődése tett lehetővé. Számos fejlesztés történt az akvizíciós geometriában, a detektor technológiában, a multidetektor mátrixokban és a rtg. cső kialakításában, melyek a mérési időt a másodperc töredékére redukálták.

A modern számítógépek olyan számítási kapacitással rendelkeznek, ami a képi rekonstrukciót valós időben teszi lehetővé.

A korai készülékek a hosszú mérési idő, a kardiális és légzési műtermékek miatt csak a koponya vizsgálatára voltak alkalmasak.

Első generáció:

Egy vagy két detektor alkalmazása, rotációs és translációs mozgásokkal végrehajtott szkennelés jellemezte.

Egyszerre egy vagy két szelet készült. A mérési idő néhány perc (2-4) volt. A berendezések nagy része csak koponya vizsgálatra volt alkalmas. A látómező 20-25 cm átmérőjű volt. A képmátrix jellemzően 64x64 vagy 128x128 pixelt tartalmazott.

Második generáció:

A forgó-csúszó részen 8-16-32 kristálydetektor helyezkedett el egy vagy két sorban.

Transzlációs mozgások és nagyobb lépésekben végrehajtott rotációs mozgások során történt egy vagy két szelet lemérése. A jellemző mérési idő 30-60 másodperc. A képmátrix 128x128 vagy 256x256-os, már gyakoribb a teljes test vizsgálatra alkalmas berendezés. A látómező 40 cm átmérőjű.

Harmadik generáció:

A CT berendezések első igazán széles körben elterjedt, jól használható csoportja.

A detektorok száma 270-768, szimmetrikus vagy aszimmetrikus elhelyezésben. Egy körív mentén vannak elhelyezve a rtg. csővel szemben. Megjelennek a xenon gáztöltésű detektorok. A jellemző mérési idő 2-10 másodperc, egyszerre egy szelet mérésére alkalmas.

Egy kép kiszámításához szükséges idő 10-30 másodperc. A mátrix 256x256.

Negyedik generáció:

A röntgenső a forgórészen, a detektorrendszer az állórészen teljes kör alakban van elhelyezve. A detektorok száma rendkívül magas 2000-4000, de ebből csak kb. az 1/5 rész, ami az adatgyűjtésben részt vesz. Ezen túlmenően az elrendezésből adódóan sok hátránytól szenved ez a konstrukció.

4.2.2. Szekvenciális (axiális) üzemmód

Hagyományos CT-vizsgálat során az asztalon fekvő beteget az asztal hossz tengelyére merőleges síkban forgó rtg. cső járja körül. Egy expozícióval a vizsgált testnek azt az axiális síkját ábrázoljuk, amelyen a sugárnyaláb az egyszeri körbefordulás során áthaladt. Egy-egy harántmetszet pásztázását követően az asztal előre meghatározott mértékben továbbviszi a beteget, majd újabb expozíció következik. A vizsgálandó térfogatot térközökkel elválasztott, különálló harántmetszetek sorozataként képezzük le. Mivel egy lélegzőszünetben csak egy szelet készül el, a légzési fázis eltérése miatt a szomszédos szeletekben egyazon góc kétszer is ábrázolódhat, vagy akár egyszer sem. Az egyes szeletek vastagságát a detektornak a beteg hossz tengelyébe eső hasznos méretének változtatásával, a két szelet közötti távolságot pedig az asztalléptetés mértékével lehet befolyásolni. A szeleten belüli felbontás javítása érdekében növelni kell az egy szeletre eső mérések számát.

4.2.3. Spirális (helikális) üzemmód

A spirál vagy helikális CT felvétel készítésekor a cső megszakítás nélküli körbeforgásával egyidejűleg az asztal egyenletes sebességgel továbbviszi a beteget. A letapogatás tehát kihagyások nélkül, egybefüggő csavarvonal mentén történik. Az adatfeldolgozás során a készülék a csavar egy-egy menetének adataiból számítja ki a metszeteket, ezért a szeletek vastagságát alapvetően az asztalnak egy körbefordulás alatt megtett elmozdulása határozza meg.

Folyamatos adatgyűjtéssel nagyobb területeket rövidebb idő alatt tudunk leképezni. Egy légzésvisszatartás alatt akár több régió vizsgálata is elvégezhető.

A gyorsaságnak köszönhetően csökken a mozgási műtermékek kialakulásának valószínűsége. A folyamatos mérés következtében nincs információvesztés, nem maradhat ki a túl nagy léptetés miatt a két szelet közé eső góc.

A multislice CT technika több egymással párhuzamos detektorsor segítségével egy körbefordulás alatt több illeszkedő metszet mérésére képes.

A szeletvastagságot az egyszerre bekapcsolt detektorsorok számával és az asztalmozgás sebességével lehet változtatni.

Az egy detektorsoros készülékhez viszonyítva a sugárhasznosítás kedvezőbb, és nagyobb térfogat rövidebb idő alatt pásztázható át. Egyetlen légzésvisszatartás alatt a test több régiója még vékony szeletekkel is leképezhető. A gyors adatgyűjtés a mozgó szervek, különösen a szív és koszorúerek vizsgálatában jelent előnyt.

Szükség esetén, egy vizsgálat folyamán több testtájat egymás után többször is meg tudunk vizsgálni.

Egy nagyobb térfogat hiánytalan, minden irányban nagy számú adathalmazából a gyors számítógépek nem csupán a szeletek síkjában, hanem bármely más síkban is nagy felbontású rekonstrukciót tesznek lehetővé.

A teljes térfogatot átfogó adatokat is többnyire szeletenként értékeljük, de a test egy adott volumenének átsugárzásával nyert adathalmaz feldolgozása révén térbeli megjelenítésre is mód nyílik.

Lehetőségünk van valamennyi szerv együttes bemutatása mellett egyes részletek, például az erek, vagy a vastagbelek kiemelt ábrázolására (3D CT-angiográfia, virtuális endoszkópia, stb.).

4.3. A CT képképzés

Az emberi testen áthaladó, gyengülést szenvedett röntgen-sugárzást számítógép segítségével, matematikai módszerekkel látható képpé alakítjuk.

A folyamat két részből tevődik áll. Az első a mérés fázisa, mely a számítógépig tart, a második a képrekonstrukció szakasza, mely a kép rögzítésével fejeződik be.

4.3.1. A CT-kép jellemzői

A szummációs felvételek a vizsgálandó testet a sugárirányra merőleges síkban ábrázolják. CT vizsgálattal elsődlegesen magát a sugárirányba eső síkot képezzük le, a kapott axiális metszeteken a test haránt anatómiája tanulmányozható.

Az alkalmazott detektorok sugárérzékenysége lényegesen jobb, mint a fluoreszkáló ernyőé vagy a röntgenfilmé. A sokirányú mérésből történő képelőállítás pedig kiküszöböli az összevetüléseket, a szummációt, nagyítást, torzítást és felejtést.

A kapott metszeti képek mentesek a különböző képletek sugárgyengítésének egybemosódásától is, ezért az eljárás kontrasztfelbontó képessége messze meghaladja a hagyományos röntgen vizsgálatét.

Térbeli felbontása lényegesen rosszabb a hagyományos röntgen vizsgálaténál. A hagyományos rgt. térbeli felbontása 7 vonalpár/mm, a digitális röntgené 5 vonalpár/mm, addig a CT-é hozzávetőlegesen 1 vonalpár/mm.

Azt, hogy mekkora az egy adott síkon belül megjeleníthető legkisebb elváltozás, a detektor mérete és az adatgyűjtés gyakorisága határozza meg.

Ha a keresett képlet kisebb, mint a két metszet közötti távolság, biztonságos leképezésére nem számíthatunk. Térfogat rétegfelvételezésnél a túl nagy szeletvastagságban az egybemérés okán veszhetnek el kisebb képletek. Finom részleteket csak vékony rétegekkel lehet ábrázolni, ezek viszont hosszabb vizsgálati időt igényelnek, és a sugárterhelés is nagyobb. Vagyis vastag rétegekkel időt és sugárdózist takaríthatunk meg a felbontás rovására.

4.3.2. A CT képképzés alapjai

Radon fogalmazta meg a CT képképzés egyik alapjául szolgáló elvet 1917-ben:

Egy keskeny röntgen-sugárnyalábbal pásztázzuk át a vizsgálandó test harántmetszetét. A testbe be- és kilépő sugárzás mennyiségének különbsége az ún. abszorpciós profil (projekció). A metszeti képképzés lényege, hogy a különböző irányokból felvett és kellően nagy számú abszorpciós profil segítségével meghatározható, hogy az adott szelet milyen sugárelnyelésű térfogatelemekből áll.

A testből kilépő gyengült röntgen-sugárzást detektorsorral fogjuk fel.

A detektorok a sugárzást elektromos jellé alakítják, mely digitális adatfeldolgozó rendszerekkel elemezhetővé, számszerűvé változtatható, digitalizálható.

A CT-kép tehát több irányból mért vonalszerű sugárgyengülési értékekből számított metszeti kép.

4.3.3. Digitális kép (mozaik kép)

A voxel (volume element) a besugárzott testszelet egyforma méretű térfogateleme. Hasáb alakú képződmény, melynek alapja a pixel (picture element-általában 0.5x0.5 mm), a hasáb magassága a szeletvastagság (általában 0.5-10 mm).

4.3.4. Mátrix (rácsozat)

Az emberi test egy metszetének minden pontjában meghatározzuk a sugárabszorpciós értéket, és ezen pontok összessége ábrázolja két dimenzióban a test adott metszeti síkját. A CT olyan transzverzális röntgen rétegfelvételi eljárás, amely egy adott test keresztmetszet sugárabszorpciós értékeit azok térbeli eloszlásának megfelelően mátrixkép formájában ábrázolja (512x512, 1024x1024). Napjainkban egy milliméter alatti képfelbontást is el tudunk érni.

4.3.5. Denzitás- a szövetek „tömörsege”

-1000 HU vákuum
-100 HU zsír
0 HU víz
0-15 HU híg víztiszta folyadék
15-20 HU sűrűbb folyadék
20-70 HU lágyrészek
70-100 HU friss vérzés a lágyrészekben
100-1000 HU kontrasztanyag, meszesedés
3000 HU teljes sugárelnyelés

A CT-vizsgálat elvileg 4000 árnyalatot tud előállítani. A sugárgyengítés mértékét az átsugárzott anyag tömörségére jellemző ún. Hounsfield-egységben (HU) fejezzük ki egy olyan skálán, amelynek negatív végpontja (- 1000 HU) a vákuum denzitásának, pozitív végpontja (3000 HU) a teljes sugárelnyelésnek felel meg. A 0 HU a tiszta víz denzitása.

4.3.6. Ablakolás

A CT vizsgálat alkalmával ablakolásnak nevezzük azt a műveletet, amikor a szürkeségi skálát, melynek nagyságát érdeklődési területünknek megfelelően határozzuk meg, elhelyezzük a Hounsfield-skálán.

Az emberi szem csak 40-60 szürkeárnyalatot képes felismerni. A CT akár 3000 különböző denzitást mér.

Ha a teljes -1000-tól +3000-ig terjedő denzitás tartományt lefednénk, mondjuk 60 szürkeségi fokozattal, akkor a különböző szövetek, valamint egy adott szövet különböző struktúrái mind azonos árnyalattal szereplnének. Ennek megoldására született az ablakolás. Hogy ne legyen minden egyformán szürke, a látható szürkeskálát a célra szűkítjük, alatta minden denzitás fekete, felette, minden fehér.

Az ablak szélessége (W=Width) határozza meg a kép kontrasztját oly módon, hogy a szűkebb ablak az adott szövetben magasabb kontrasztot eredményez. Az ablak helyzetét, vagyis a szöveti tartományt a centrum L=Level) adja meg.

Az ablakolás lényege, hogy a teljes szürke-skála egy részét kijelöljük, vagyis beállítjuk az ablak közepét, az „ablak magasságát” arra a területre, amit meg akarunk ítélni, amelyik szövetféleségen belül fokozni akarjuk az abszorpciós felbontóképességet. Ezután kijelöljük az ablaknyitás nagyságát, az „ablak szélességét” , meghatározzuk, hogy a skála milyen széles tartományában kívánunk dolgozni.

Az ablakolás biztosítja a képkalkotásban a szövetek jobb elkülönítését.

Az elkészült képeket különböző ablakokkal tekintjük át attól függően, hogy mely szöveti struktúra megítélése a célunk.

Az ablakolás értékeinek meghatározásakor figyelembe kell vennünk, hogy:

a test mely szeletét vizsgáljuk

milyen elváltozást keresünk

milyenek a test felépítéséből adódó denzitásviszonyok (pl. kövér beteg)

milyenek a külső kontrasztfokozásból (iv. kontrasztanyag) adódó denzitások.

Szűk ablak használatkor kevés Hounsfield egység tartozik a szürkeségi skála egy fokozatához. Széles ablakolás esetén sok HU tartozik a szürkeségi skála fokozataihoz. Ha az ablakszélességet növelem, a szürkeségi skálát széthúzom a Hounsfield-skálán. Az ablakközép változtatásakor a szürkeségi skála középpontját helyezem az ablakközépnek megfelelő Hounsfield egységre.

Példák:

Lágyrész ablak közepe 50HU, szélessége 300 HU, felső érték 200HU, alsó érték -100 HU.

Tüdő ablak közepe -700 HU, szélessége 1400 HU.

4.3.7. Többsíkú rekonstrukció (MPR=multiplanar reconstruction)

Az axiális CT képek sorozata háromdimenziós (3D) anatómiai információt hordoz. Olyan anatómiai képletek tanulmányozására, melyek a test kraniokaudális dimenziója mentén helyezkednek el, szagittális, koronális vagy ferde irányokban rekonstrukciókat tudunk készíteni. Ez egy egyszerű technika, mindössze az amúgy is meglévő 3D képi adathalmazból kell a megfelelő síkot kiválasztani. Az új szoftvertchnika lehetővé teszi hajlított sík (felület) mentén történő rekonstrukciók készítését is, hogy a kérdéses anatómiai struktúrát hajlított síkban is követhessük.

A szagittális és koronális CT képek térbeli felbontása jellemzően alacsonyabb az axiális nézethez képest. Az x-y síkba eső pixelek dimenziója adja az x vagy y tengely irányú felbontást, a z tengely irányába esőt azonban korlátozza a szeletvastagság. Ha már a CT vizsgálat előtt tudjuk, hogy MPR képekre is szükség lesz, akkor indokolt a z irányú felbontás növelésére a vékony CT szeleteket használó protokoll alkalmazása.

4.3.8. Háromdimenziós képi megjelenítés (3D)

A radiológiában legtöbbször 2D képeket vagy azok sorozatát vizsgálják, hogy a beteg anatómiáját és patológiáját 3D-ben elképzeljék.

A térfogati rekonstrukciós technikáknak két fő osztálya van: térfogat összemérés (volume rendering) és reprojekció.

A CT képek térfogat összeadásához (transzformálásához) szegmentációra van szükség, ami specifikus célstruktúrák meghatározását jelenti a 2D CT képen 3D összemérés előtt. A szegmentáció akkor végezhető el automatikusan a legkönnyebben, ha a célképlet és a szomszédos anatómiai képletek denzitásbeli különbsége nagy (például csont és lágy szövet). Ha a célstruktúrákat precízen szegmentáltuk, a számítógépes program kiszámítja a struktúra meghatározott szögből látható elméleti nézetét virtuális 3D képként.

A szoftver számos felületet számít ki a szegmentált adatsorozatból, ezt a folyamatot felület transzformációnak nevezzük. A nézőponthoz közelebbi struktúrák fedik a mélyebben fekvőket.

Különböző célstruktúrák azonosítására színkóddal lehet ellátni azokat.

A CT képalkotásban tapasztalható jel-zaj arány miatt néhány esetben a térfogati transzformációhoz szükséges szegmentáció időigényes feladat lehet, amely alapos emberi beavatkozást igényel, kevésbé vonzóvá téve ezzel az alkalmazást. Ezen probléma megoldására a térfogati információ megjelenítéséhez fejlesztették ki a reprojekciós technikát, melynél nincs szükség szegmentációra. A képeket egy meghatározott szögből nézve számítja ki a program, amelyek geometriailag hasonlóak a radiográfiai projekciós képekhez.

A projekciós technikák egy sugárkövető szoftvert használnak a térfogati adatszerkezeten keresztül meghatározott szögből. A voxelek maximális denzitását jelenítik meg, ezért ezt a módot maximum intenzitás projekciónak (MIP) nevezzük.

A MIP megjelenítések nem annyira 3D hatásúak, mint a térfogati transzformációval készült képek, de eléggé reproduktívan és teljesen automatikusan generálhatók. A MIP képek 3D hatásának növelésére gyakran képek egész sorozatát készítik el különböző szögekből, és a képsorozatból rövid mozgókép-sorozatot, kisfilmet készítenek, mely forgatás közben mutatja be a vizsgált struktúrát.

4.3.9. Képmínőség

A CT térbeli és kontrasztfelbontását befolyásoló faktorok a következők:

Detektorelemek nagysága Nézetek (projekciók) száma - befolyásolja a CT képen megjeleníthető magasabb térbeli frekvenciák megjeleníthetőségét műtermékek nélkül. Túl kevés nézet elmosódáshoz vezet, amely a kép széle felé észrevehetőbb.

Fókusz méret – mint minden röntgen-képkalkotási eljárásnál, a nagyobb fókuszfolt fokozza a geometriai életlenséget a képen és csökkenti a térbeli felbontást.

Tárgy nagyítás – a nagyítás növelése fokozza a fókuszfolt elmosódását. Amiatt, hogy a beteget fix átmérőjű gantry-ben teljes körben végig kell szkennelni, a CT-ben tapasztalható nagyítási faktorok magasabbak, mint a hagyományos radiológiában.

Szeletvastagság – a szelet vastagsága ekvivalens a detektor aperturával a kraniokaudális (z) tengely mentén.

4.3.10. A multislice CT előnyei

A folyamatos asztalmozgás folyamatos mérést tesz lehetővé, így nincs információvesztés Egyetlen légzésvisszatartás alatt az egész test „letapogatható”

Kevesebb a mozgási műtermék (súlyos állapotban lévő betegek vizsgálata)

A vékony szeletes leképezés miatt pontosabb denzitás elemzés

A gyors, nagy mennyiségű adatgyűjtés alapján bármely síkban készíthetők rekonstrukciók

A volumenmérés térbeli megjelenítést tesz lehetővé

Kedvezőbb sugárterhelés

A kontrasztanyag mennyisége csökkenthető

Új eljárások váltak elvégezhetővé, pl. agyi perfúziós vizsgálatok, szívvizsgálatok

Jól reprodukálható, nem vizsgáló függő.

4.3.11. Dual-source képkalkotás

Két röntgenforrás és két detektor egyidejű alkalmazása

A két cső egymásra merőlegesen helyezkedik el, egymással szinkron gyűjtik a detektorok az információt

Két különböző üzemmódban működhet

Dual source alkalmazásban mindkét röntgenső azonos kV értékkel dolgozik

Axiális szelet adatgyűjtéséhez 90°-os elfordulásuk szükséges

Dual energy üzemmódban a két csőfeszültség 80 és 140 kV, a két cső 180°-ot fordul egy harántmetszet elkészítéséhez

Az eltérő energiájú röntgensugarak elnyelődése más és más lesz

Két, eltérő információtartalmú adatsor jön létre

A dual-source képkalkotás előnyei

A CT vizsgálat időfelbontása nő, ami a mozgó szervek, elsősorban a szív vizsgálatát teszi lehetővé

Szövetdifferenciálás új lehetősége

Véredények vagy csontok közvetlen subtractiója

Tumorok onkológiai osztályozása

Érplakkok karakterizálása- részletgazdagabb képmínőség

Testfolyadékok differenciálása a sürgősségi diagnosztikában

4.3.12. PET-CT

Kombinált (hibrid) diagnosztikai módszer, a computer tomográfia (CT) és a pozitron emissziós tomográfia (PET) ötvözete.

Nyomjelző anyag a radioaktív izotóppal (^{18}F) jelölt szőlőcukor molekula (FDG), melynek igen rövid a felezési ideje, kicsiny mennyiségben kerül beadásra.

A PET a sejtekben végbemenő anyagcsere folyamatokat mutatja, a CT pedig az anatómiai képképzést biztosítja.

Rosszindulatú daganatos betegségek korai felismerésére, stádiumának meghatározására, az alkalmazott kezelés hatékonyságának felmérésére használják elsősorban.

4.4. A CT vizsgáló felépítése - alapfogalmak

Gantry:

Gyűrű alakú szerkezet, mely magába foglalja a sugárforrást (röntgenső) és a detektorokat, valamint a sugár legyező alakját meghatározó résrendszert (kollimátor). Ez utóbbi segítségével történik a szeletek vastagságának beállítása. A gantry tartalmazza még az elektromos jelek erősítését és digitalizálását végző egységet és a hűtőberendezését is. Előre-hátra dönthető, általában 30 fokkal.

A betegasztal le, fel, előre és hátra mozgatható, számítógép vezérli a mérési paraméterektől függően.

Az asztal előre és hátra történő mozgása a vizsgálat alatt a rétegfelvételezés típusától függően szakaszos vagy folyamatos lehet.

A nagyfeszültségű generátort szintén a mérési paramétereknek megfelelően vezérli a számítógép. A sugárzás nagyságát mAs-ban mérjük.

A számítógép

A vizsgáló berendezés számítógépes részéhez tartoznak még a képrekonstrukciót végző processzorok.

A számítógép vezényli a vizsgálat menetét, a mérések adatait, ritmusát, a beteg vizsgálat alatti mozgásait, a kép megjelenítését és feldolgozását.

A vezérlőpult a vizsgálóhelységen kívül, ólomüveggel mögött helyezkedik el. Innen történik a műveletek megválasztása, a vizsgálat egyes fázisainak elindítása, a paraméterek megválasztása, összességében a vizsgálatot kapcsolatos összes tevékenység vezérlése. Egy vagy két monitor kapcsolódik hozzá.

Workstation: nagy tudású másodpult a képek utólagos rekonstrukciójához.

4.5. A beteg előkészítése CT vizsgálatra

A beteg előkészítése elektív időpontban végzett CT vizsgálatra a beutaló orvos feladata. Nyugtalan beteg esetén szükség lehet szedálásra, hiszen a képalkotáshoz a beteg mozdulatlanságára van szükség.

A kontrasztanyag vizsgálat előtt és után a beteget hidrálni kell (bőséges folyadékfogyasztás) a bejuttatott iv. kontrasztanyag nefrotoxikus hatásának kiküszöbölésére.

Iv. kontrasztanyag beadására csak a vesefunkciós értékek ismeretében kerül sor (se kreatinin, GFR), melyet minden esetben ellenőriz a radiológus.

Beszűkült vesefunkció esetén speciális kontrasztanyagot adunk, nagyon alacsony GFR esetén pedig csak vitális indikáció alapján juttatunk kontrasztanyagot az érpályába.

Rossz vesefunkció esetén a klinikus speciális előkészítésben is részesítheti a beteget.

A kontrasztanyag CT vizsgálatra 4 órás éhezés után kerül sor a kontrasztanyag mellékhatás (hányinger, hányás) elkerülése érdekében.

Amennyiben a beteg metformin tartalmú antidiabetikus gyógyszert szed, azt a vizsgálat előtt és után 48 órára ki kell hagynia.

A jód-tartalmú gyógyszerrel kezelt beteg szérum jód-szintjét az iv. bejuttatott jódos kontrasztanyag megváltoztatja, a kontroll vizsgálat eredményét meghamisíthatja.

Speciális vizsgálatok kérése esetén (pl. CT-enteroklízis, CT-colonoscopia) a kezelőorvos tájékoztatja a beteget a várható kellemetlenségekről (nazo-jejunális szonda levezetése, végbélcső bevezetése).

Az összes radiológiai előzményt a betegnek magával kell hoznia (eddiggi vizsgálatok leletei, filmek, CD-k), melyek az összehasonlításhoz nélkülözhetetlenek.

A vizsgálat előtt a beteg felvilágosítást kap annak kockázatairól, melyet tudomásul vesz és beleegyező nyilatkozaton aláírásával is igazol.

4.6. Vizsgálati technika

Minden vizsgálatához két alapvető felvétel típus tartozik: a tájékozdó felvétel (topogram, scout) és a tomogram (szelet, réteg).

Valamennyi CT vizsgálat egy átnézeti képpel, tájékozdó felvétellel kezdődik, ez a topogram. Ez a kép tartalmazza a vizsgálati régiót. Tulajdonképpen egy digitális rtg. kép, amit PA vagy oldal irányból készíthetünk a vizsgálandó testrésztől függően. A topogram segítségével jelöljük ki a vizsgálandó régió kezdetét és végét. Ezután készülnek el a tomogramok, a haránt szeletek a vizsgálandó testrésztől. A mérések paramétereit a klinikai kérdésnek megfelelően, a vizsgálati régió szerint a számítógép által felkínált lehetőségekből választjuk ki.

A szeletképeket legtöbbször két szériában készítjük el, natívan és iv. kontrasztanyag alkalmazása után.

A vizsgálat mozdulatlan testhelyzetben és légzésszünetben történik.

Manapság a szeletvastagság akár 0.5 - 0.6 mm, a vizsgálati idő 7-25 másodperc.

4.7. A CT vizsgálat során alkalmazott kontrasztanyagok

A CT vizsgálat történhet natívan, bármely külső anyag bejuttatása nélkül.

Az esetek többségében azonban különböző kontrasztanyagokat alkalmazunk.

Kontrasztanyagot rutinszerűen kétféleképpen juttathatunk a vizsgálandó területre.

A tápcsatorna jelzésére per os alkalmazunk kontrasztanyagot. Az általános jobb szöveti felbontóképesség elérésére pedig iv. jódos kontrasztanyagot juttatunk a szervezetbe, leggyakrabban valamelyik cubitalis vénán keresztül.

A legtöbb esetben az iv. kontrasztanyag beadásához injektort használunk. Az injektor a kontrasztanyagot egyenletes, általunk beállított flow-val juttatja az érrendszerbe.

Speciális esetekben más módon is vihetünk be kontrasztanyagot pl. rectumon keresztül, szondán speciális testtájékra juttatva, fistula nyíláson át, stb.

4.8. A CT vizsgálatok klinikai alkalmazása

Leggyakrabban alkalmazott rutin CT vizsgálatok:

koponya CT (és/vagy CTA) vizsgálat (agy, csontok, erek)

nyaki CT (és/vagy CTA) vizsgálat (nyaki lágyrészek, nyirokcsomók, erek)

arckoponya CT vizsgálat (melléküreg)

mellkas CT (és/vagy CTA) vizsgálat (tüdők, mediastinum, nagyerek, szív)

hasi+kismedencei CT (és/vagy CTA) vizsgálat (hasi parenchymás szervek, emésztőrendszer, urográfia, hasi erek)

alsó végtagi CT angiographia

csontok CT vizsgálata (pl. gerinc)

A CT vizsgálat a betegek kivizsgálásának algoritmusában lehet első választandó modalitás (leggyakrabban sürgősségi esetekben, pl. stroke, polytrauma, pulmonalis embolia vagy aneurysma ruptura gyanúja), gyakoribb azonban, hogy egyéb képalkotó vizsgálat(ok) után kerül rá sor.

Minden esetben érvényes szabály, hogy a vizsgálatról képi dokumentációnak és írásos leletnek is kell készülnie. A vizsgálat megtervezése a klinikai kérdésemre alapul.

Hogy az adott klinikai kérdés(ek) alapján mennyire „rutin” egy vizsgálat, hogyan történjen annak kivitelezése a radiológus orvos kompetenciája eldönteni.

A klinikus orvos feladata a releváns klinikai adatokról történő teljes körű tájékoztatás.

A radiológus orvos számára minden esetben nélkülözhetetlen a kéréspapír és a rendelkezésére álló klinikai adatok áttekintése. Ezek ismeretében alakíthatjuk úgy vizsgálatunkat, hogy a beteg számára a lehető legkisebb megterheléssel, a lehető legtöbb információt nyerjük a klinikai diagnózis(ok) alátámasztására.

Rutin vizsgálatok esetén általában előre megírt vizsgálati protokollt használunk, amit a beteg egyéni adottságai alapján alakítunk, optimalizálunk.

Egyes esetekben elegendő lehet csupán a natív széria elkészítése, pl. friss vérzés vagy húgyúti kövesség megítélése, máskor a vizsgálatot több fázisban vagy egyéb speciális módon kell végeznünk.

Iv. kontrasztanyag bejuttatása után készíthetünk artériás, parenchymás, vénás vagy késői fázisú képeket.

A nagy mennyiségű, gyors adatgyűjtés az egyes testtájékok vagy akár az egész test vizsgálatának különböző technikai paraméterekkel, az iv. kontrasztanyag beadásához képest akár több különböző időpontokban való leképezését teszi lehetővé. Ezzel megteremtődik különböző típusú CT vizsgálatok végzésének lehetősége.

Dinamikus CT: kontrasztanyag iv. befecskendezése után ugyanarról a testtájékról több időpontban készül felvétel, vagyis a kontraszthalmozás időbeli lefolyását detektáljuk, pl. a máj gócos elváltozásainál.

HRCT (high resolution) CT: vékony rétegeket nagy felbontással jelenít meg. A mérési idő hosszabb és nagyobb a sugárterhelés, pl. tüdő parenchyma, belsőfül célzott vizsgálata.

A nagy mennyiségű nyers adatból 3 dimenziós (3D) képek készíthetők.

Artériás CT angiográfia: Iv. kontrasztanyag bólus detektálását követően történik a mérés. A flow magas 4-5 ml/sec. A bólus detektálás a kiválasztott magasságban (szeletben) történhet szem ellenőrzése mellett vagy lehetséges a gép segítségével beállított automatikus bólus detektálás. A haránt szeletekből egy szoftver segítségével 3 D kép készül.

Vénás CT angiográfia: Az artériás angiográfiához képest több iv. kontrasztanyag beadása szükséges lassú flow-val (1.8-2 ml/sec). Az elhúzódnak miatt automatikus 3 D ábrázolás nem lehetséges, a különböző síkú rekonstrukciós képeket részesítjük előnyben.

Virtuális colonoscopia: a vastagbél tükrözés helyett CT vizsgálat, mellyel daganatok és a daganatot megelőző állapotok diagnosztizálhatók (polipok).

CT-enterographia: alkalmas vékonybélbetegségek megbízható diagnózisára, Crohn-betegség

kiterjedésének, stádiumának, szövődményeinek pontosabb meghatározása.

Virtuális bronchosopia: a hörgők belvilágának megítélése non-invazivan (idegentest, tumor).

CT perfúzió: akut ischaemiás stroke-ban idő-intenzitás görbék, perfúziós térképek segítségével meghatározható a penumbra, a még megmenthető agyállomány kiterjedése.

Ezek a vizsgálatok speciális technikai és személyi feltételeket kívánnak, értékelésük időigényesebb az átlag vizsgálatokénál.

A CT képes invazív diagnosztikai eljárások (FNAB, biopszia) és gyógyító beavatkozások (tályog lebecsátás, RFA) vezérlésére olyankor is, amikor azt ultrahang irányítással nem lehet véghez vinni. A CT által vezérelt biopszia sok esetben pontosabban és biztonságosabban kivitelezhető, mint az ultrahanggal irányított beavatkozás.

4.9. A vizsgálati kérőlap és a lelet kötelező tartalma

A vizsgálati kérőlap kötelező tartalma

Célunk a lehető legpontosabb diagnózis megállapítása a lehető legkisebb sugárterhelés árán. Ebben a részletes, valamennyi releváns klinikai információt tartalmazó kérőlap segít minket. A kérőlapnak tartalmaznia kell a feltételezett vagy igazolt diagnózist.

Ismernünk kell a beteg anamnesztikus adatait (korábbi betegségek, műtétek, egyéb kezelések).

A korábbi műtétek időpontját, hogy teljes vagy részleges (palliatív) műtét történt-e.

Az elvégzett műtét típusát (pl. excízió, hemicolectomia).

Van-e a betegnek ismert alapbetegsége, pl. ismert tumoros betegség, krónikus belgyógyászati betegség, urológiai vagy nőgyógyászati betegség, mely miatt esetleg már évek óta tartós kezelés alatt áll.

Ismert betegségek esetén a betegek már általában rendelkeznek írásos és képi dokumentációval (ambuláns lap, zárójelentés, korábbi CD-k és azok lelete).

A sugárkezelés időpontját (pl. most zajlik, 1 éve fejeződött be).

Kemoterápia időpontját (pl. most zajlik, 1 éve fejeződött be).

Az előző részben leírtakat (vesefunkciós értékek, metformin tartalmú gyógyszer kihagyását fel kell tüntetni).

A lelet kötelező tartalma

Az elváltozások méreteinek metrikus rendszerben (mm, cm) történő megadása, denzitásuk elemzése mellett minden esetben szükséges egy összefoglaló vélemény megalkotása, mely tartalmazza, hogy az eltérés minek felelhet meg.

Ha a pontosabb diagnózishoz más vizsgálat (pl. biopszia, colonoscopia) javasolt, akkor ezt nem kötelező jelleggel kell megfogalmazni, hanem úgy, hogy: „...vizsgálat mérlegelendő”, vagy „a kezelőorvos megítélésétől függően”, vagy „amennyiben a klinikai adatokkal egyeztetve is indokolt”.

Követéses vizsgálat során a kijelölt célléziók konzekvens követése szükséges.

Új lézió esetén jelenjen meg a leletben egyértelműen, hogy az előző felvételen az nem volt látható.

4.10. Sugárdózis

A különböző röntgen modalitásoknál különböző módon adjuk meg a sugárdózist. A mellkas röntgennél például az expozíció (nem a dózis) az általában közölt összehasonlítási alap.

A mammográfiában a dózis standard mérő jellemzője az átlagos mirigydózis.

A sugárdózis osztályozása a CT esetén határozottan eltér a hagyományos röntgentől, a sugárdózis átadásának egyedi módja miatt. Három aspektust lehet kiemelni az összehasonlítás kedvéért.

Először egy egyszerű CT kép erősen kollimált módon készül, ezért azon szövetek térfogata, melyeket az elsődleges röntgensugárnyaláb ér, sokkal kisebb összehasonlítva például egy átlagos mellkas röntgennel.

Másodszor, a CT-nél a szöveti térrész, mely sugárterhelésnek van kitéve, a sokirányú felvétel miatt sokkal inkább elosztott sugárdózist eredményez. A hagyományos röntgen képalkotásnál a belépő nyáláb oldalán elhelyezkedő szövetek lényegesen nagyobb dózisterhelésnek vannak kitéve, mint a kilépő oldalon lévők.

Végül, a CT képalkotáshoz magas jel-zaj arányra (SNR) van szükség a magas kontraszt felbontás kedvéért, és ezért a szeletek sugárterhelése az alkalmazott beállítása technikák (mAs és kV) miatt magasabb.

4.11. A CT vizsgálat előnyei és hátrányai

A CT vizsgálat előnyei

A CT vizsgálat - a szummációs rtg eljárásokkal szemben - a jó lineáris felbontás mellett kitűnő térbeli tájékoztatást ad.

Az ultrahanggal ellentétben a metszetek beállítása szabványos, jól reprodukálható, a teljes testkeresztmetszet leképezésére képes.

Kontrasztfelbontása, különösen megfelelő kontrasztfokozásos technikákkal- a mágnesrezonanciás vizsgálat kivételével- meghaladja a többi képalkotó eljárását.

Denzitás mérés (Hounsfield-érték) alapján az egyes elváltozásokat hozzá is rendelhetjük a különböző szövetekhez.

Rövid vizsgálati idő.

Csontszerkezet részletgazdag megítélése.

CTA kiváltja a diagnosztikus angiográfiát.

Helyreállító műtétek tervezése 3D képek alapján.

A CT hátránya

Ionizáló sugárzás, mely a hagyományos rtg. felvétel dózisának akár 50-100-szorosa. Direkt sugár expozícióból és a szórt sugárzásból adódik, mely utóbbi egy-két nagyságrenddel kisebb, de nem elhanyagolható.

Sok esetben a beteg által elszenvedett sugárdózis nincs a vizsgálatot kérő klinikusok figyelmének középpontjában.

4.12. Összefoglalva

Számottevő sugárterhelése ellenére kiemelkedő kontrasztfelbontása, nagy diagnosztikai pontossága alapján a CT a kivizsgálási algoritmus egyik leghatékonyabb módszere. Felbontóképessége kontrasztanyag adásával tovább fokozható. A vizsgálati idő rövid, másodpercek alatt akár az egész test áttekinthető, mely egyedülálló diagnosztikus lehetőség.