

Miten maksa kannattaa kuvata magneetilla

Erikoislääkäri Johanna Virtanen, TYKS

Johdanto

Maksan MRI (Magnetic Resonance Imaging) on tekniikan ja menetelmien kehittymisen myötä yksi nopeiten kehittyviä suppeita osaamisaloja radiologiassa. Magneettikuvantamisella saadaan ylivertainen kudiskontrasti muihin modaaliteetteihin nähden ilman ionisoivaa säteilyä.

Jo natiivikuvauksella saadaan paljon tietoa patologian luonteesta, mm rasvamaksa sekä rautakertymiä (hemosideroosi, hemokromatoosi) voidaan magneetilla määrittää. Dynaamisen varjoainekuvauksen erityisesti maksassa antaa paljon informaatiota leesioiden luonteesta. Lesioiden varjoainekäyttötymisen avulla muutoksia voidaan karakterisoida hyödyntäen maksan omintakeista verisuonitusta (arteria hepatica, vena portae ja vena hepatica suonitus). Tavallisesti käytetään ekstrasellulaarisia gadolinium-kontrastiaaineita (Gd-DOPA, Gd-DTPA etc.). Erityistapauksissa voidaan käyttää myös maksaspesifistä kontrastiaainetta, mm. gadolinium-pohjaista kontrastiaainetta (Gd-EOB-DTPA (Primovist®)), joka ekstrasellulaarivaiheen jälkeen kerääntyy maksaparenkymiin (hepatosyytit) ja auttaa etenkin lesioiden detektoimisessa. Diffuusiokuvaus (Diffusion Weighted Imaging, DWI) saadaan pientenkin leesioiden detektiota parannettua. Tällä hetkellä diffuusiokuvausmenetelmiä optimoidaan ja DWI:a pesäkemuutosten karakterisaatiossa tai diffuusioiden maksaparenkymivikojen kuten kirroosin arvioinnissa tutkitaan aktiivisesti. Uutuutena myös ns. monikontrastisekvenssejä ollaan kehittämässä eri laitevalmistajien toimesta.

MRI tekniikka

Kenttävoimakkuus

Yleisimmin käytettävät ylävatsan MRI kuvaslaitteet ovat kenttävoimakkuudeltaan 1.5 T, jonka sekvenssejä on jo kauan kehitetty maksan kuvaukseen. Keskityn tästä syystä pääasiassa 1.5 T kuvantamiseen. Matalamilla kenttävoimakkuuksilla kuvaus on hitaampaa ja hengityspiädytyksellä vaativampaa saada koko maksa kuvattua. 3T maksan kuvantaminen onnistuu, mutta vaatii jkv optimointia ja mahdollisimman

homogeenisen kentän. 3T kuvantamisen potentiaalisia hyötyjä on paremman SNR:n (signal to noise ratio, signaali-kohina suhde) hyödyntäminen resoluution parantamisena (mm.ohuemmat leikepaksuudet) tai kuvausnopeuden lisäämisenä.

Sekvenssit

Kuvaus perustuu T2 ja T1 painotteisuuteen (T2W, T1W). Ylävatsan kuvauksen erityispiirteenä on runsas gradienttisekvenssien käyttö. Konventionaaliset spin echo T2W ja T1W kuvaukset kestävät useita minuutteja, joten ylävatsalle on kehitetty nopeita gradienttisekvenssejä (gradient echo), mikä nopeuttaa kuvausta ja mahdollistaa ohuemmat leikepaksuudet ja nopeat yhden hengityspidätyksen aikana kuvattavat sekvenssit. Koska maksa liikkuu hengityksen mukana, kuvauksessa käytetään joko hengityspidätyssekvenssejä tai vapaahengitysekvenssejä, joissa on hengityksen aiheuttamat liikeartefaktat pyritty minimoimaan (hengitystahdistettu kuvaus, ns. gating).

Hengityspidätyssekvenssit (breath hold) ovat maksan magneettikuvantamisen perusta. Kuvaus yhdessä hengityspidätyksessä (n. 20 s.) kattaa tavallisesti koko maksan. Tämä on mahdollista saavuttaa gradienttisekvensseillä. Nopeutensa vuoksi ne mahdollistavat dynaamisen kontrastiainetehosteisen kuvauksen koko maksasta. Gradienttisekvensseissä kuvan kontrastiin vaikuttaa normaalin T2 ja T1 painotteisuuden lisäksi sekvenssi- ja konekohtaiset gradientit, flippikulma etc. Gradienttisekvenssit ovat nopeampia, mutta myös herkempiä kohteen sisäisen magneettikentän vaihteluille eli n.s susceptibiliteetille. Esim. metalliartefaktit näkyvät paremmin gradienttipohjaisissa kuvissa, etenkin pidemmällä TE-ajalla (Time to echo, kaiku aika, ms). Tämä ero tulee esille esimerkiksi seuraavassa kahden kaiun (Time to Echo, TE) sekvensseissä.

1.) T1W-kuvauksessa perussekvenssi on in-phase and out-of-phase kuvaus (In/Out tai In/Opp). Se on 2D Dual-echo spoiled gradient echo-sekvenssi (T1FFE, FLASH, SPGR), jossa lasketaan yhdestä hengityspidätyskuvauksesta kaksi kaiku aikaa (TE). Lyhyempi kaiku aika otetaan silloin kun, veden ja rasvan protonit ovat eri vaiheessa ja niiden signaali kumoaa toisensa (opposite phase). Pidempi kaiku aika otetaan kun nämä veden ja rasvan protonit ovat samassa vaiheessa. Rasvamaksa erottuu helposti kun vertaa kuvapareja toisiinsa: SI (Signaali Intensiteetti) maksaparenkymissä on opposite phase kuvassa matalampi kuin in-phase kuvassa. Tällä In/Opp

sekvenssillä saadaan nopea rasvasaturaatio maksaan, samalla susceptibiliteetti (rauta, postop hemarrhagia yms.) efekti saadaan esille pidemmän kaiun in-phase kuvasta.

- 2.) T2W nopea sekvenssi on ns. HASTE: Half fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo (SSTSE, SSFSE, laitevalmistajasta riippuen). Siinä on SE-(spin echo) tyyppinen kontrasti, joten se käy karakterisaatioon. Toisin kuin useimmissa sekvensseissä, tässä yksi leike (Single Shot) otetaan kerralla, joten potilaan liike ei pilaa koko kuvausta. Voidaan käyttää myös MRCP:ssä, rasvasaturaation (FS) kera sekä n.s. dual echona eli kahden kaiun sekvenssinä (kaksi eri TE aikaa).
- 3.) T1 3D Spoiled Gradient Echo-sekvenssiä (Vibe, LAVA, THRIVE) käytetään tavallisesti kontrastiainetehosteisessa kuvauksessa ja etenkin dynaamisessa kuvauksessa nopeana sekvenssinä. Tässä rasvasaturaatio lisää varjoaineen kontrastia. Voidaan päästä lähes isotrooppiseen vokseliin saakka, ohuet leikkeet mahdollisia.
- 4.) Balansoitu gradienttisekvenssi (True-FISP (Siemens), BFFE (Philips), FIESTA(GE)) antaa maksasta hyvän anatomisen kuvan. Sekvenssissä on sekä T2 että myös T1 efektiä. Näin ollen sekvenssi ei sovi karakterisaatioon, mutta liikkuvan nesteeseen SI pysyy runsaana. Liikkuvasta nesteestä ei tule ns. ”flow void” efektiä.
- 5.) T2 FSE/TSE +FS voi kokeilla ottaa myös hengityspidätyksessä, mutta parempi kuvanlaatu saadaan tällä yleensä hengitystahdistettuna

Vapaahengityssekvenssit kestävät kauemmin, ovat tavallisesti TSE tai FSE (Turbo tai Fast Spin Echo) pohjaisia. Niissä on hyvä kudost kontrasti, mutta hengitystahdistus otettava käyttöön. Myös kovin ohuihin leikepaksumuksiin ei päästä helposti. Keskiarvoistusta lisäämällä päästään parempaan kuvanlaatuun, mutta aikaa kuluu. Tällaisia sekvenssejä ovat esim.

- 1.) Konventionaaliset T1 ja T2 FSE/TSE sekä TFSE-sekvenssit, yleensä rasvasaturaation kera. T1 FS voidaan käyttää vastaavan gradienttisekvenssin sijalla (+C) jos potilas ei kykene pidättämään olenkaan hengitystä. T2W sekvensseillä saadaan maksaan hyvä, spin echo perusteinen kontrasti, jota parantaa vielä rasvasaturaation käyttö.
- 2.) T1 blade, T2 blade (propeller) sekvenssissä on myös SE (spin echo)

kontrasti. Niissä pyritään kompensoimaan liikeartefaktoja useilla säteittäisillä faasikontrastisuunnilla, silti pallanavigaatio tms hengitystahdistus suositeltava. Tämä sekvenssi on rajoittunut aksiaalisuuntaan.

Muita sekvenssejä

- 1.) DWI (Diffusion Wighted Imaging) on tavallisesti T2 EPI (Echo Planar Imaging)-pohjainen sekvenssi, mikä on sinällään nopeimpia MRI kuvaus-sekvenssejä. Se on kuitenkin erittäin herkkä paikalliselle epähomogeenisuudelle yms. artefaktille, joten käytännössä koko maksan kuvaamiseen käytetään yleensä palleanavigointia. Voidaan kuitenkin kuvata tarpeen ja kunkin MRI-laitteen ominaisuuksien mukaan myös nopeana hengityspidätyssekvenssinä, jolloin eri b-arvojen määrä kuitenkin rajallinen (3 kpl). Tällöin yleensä kuva-alue jää lyhyemmäksi ja keskiarvoistusta joudutaan laskemaan hengitystahdistettuun kuvaukseen verrattuna. Diffuusio mittaa veden vapaata Brownian liikettä. Patologisissa muutoksissa maksassa on yleensä diffuusion restriktio verrattuna muuhun maksakudokseen. Perna voi käyttää referenssinä ylävatsalla. Diffuusio voidaan ottaa eri b-arvon painotuksilla. Mitä suurempi b arvo, sitä enemmän on kuvassa diffuusiota ja vähemmän EPI-sekvenssin T2 efektiä. ADC-kartta sekä pohjakuvat arvioitava yhdessä muiden sekvenssien kanssa. Diffuusiokuvaus on viimeaikoina osoitettu olevan erittäin hyvä maksalesioitten detektioon erinomaisen kontrastinsa vuoksi.
- 2.) MRCP-sekvensseinä yleisimpiä ovat paksut thick-slab tai ohuemat 2D T2 painotteiset nopeat sekvenssit (esim. voimakkaasti T2 painotettu HASTE). Nämä ovat kuitenkin jäämässä enemmän vaihtoehtoisiksi ja taka-alalle, MRI laitteiston uusiutuessa uudemmat hengitystahdistetut 3D MRCP sekvenssit ovat vallanneet alaa. Näistä saadaan hyvä anatominen kuva sappiteistä. Pohjakuvista tehdään 3D rekonstruktio, mikä kliinikot yleensä arvostavat. Kokonaisuus arvioitava kuitenkin yhdessä leikekuvien kanssa.

Perusprotokolla

Perusprotokolla on hyvä pitää mielessä. Sitä voi ja pitää muuttaa kuitenkin tarpeen mukaan kysymyksenasettelun perusteella sekä kuvauksen edistyessä löydöksen tai potilaan hengityspidätyksen onnistumisen mukaan.

- True-fisp tai HASTE cor (MRI laitteesta riippuen)
- IN/OPP aks
- T2 HASTE aks kahden kaiun sekvenssinä jos mahdollista
- 3D T1 FS bh (VIBE, LAVA, THRIVE) natiivi ja dynaaminen kuvaus
 - dynaaminen kuvaus +C ekstrasellulaarisella gadolinium-kontrastiaineella
 - arteria n. 20s (hepatic arterial dominant phase)
 - porto-vena 50–60 s (maksaparenkymi)
 - tasannevaihe 3 min

T2 HASTE hengityspidätyssekvenssin vaihtoehtona voi käyttää T2 FS vapaahengitysekvenssiä, joka toimii paremmin tietyissä MRI laitteissa. Kuitenkin yleensä fyysikko pystyy luomaan kaikille 1.5 T laitteille nopean hengityspidätys TSE sekvenssin.

Optimointi

MRI kuvauksen optimointi auttaa saavuttamaan laitteesta kaiken hyödyn irti.

Sekvenssien optimointi

PAT (Parallel Acquisition Technique) nopeuttaa kuvaamista, vaatii useamman kela-elementin. Fyysikko mukana mikäli mahdollista.

Kuvausaika, SNR ja resoluutio optimoitava keskenään. Kuvaushetkellä kannattaa FOV sovittaa pieneksi, muuten resoluutio jää puutteelliseksi. Ilmaa ei kannata kuvata.

Faasisuunnassa tapahtuu monta oleellista asiaa optimoinnin kannalta: aliasoituminen, liikeartefaktit ja kuvausajan vähentäminen.

N.s. huonon hengittäjän nopea 3D dynaaminen sekvenssi (n. 10 s) hyvä tallettaa valmiiksi ennen kuvausta.

3T

Parempi SNR ja/tai resoluutio kenttävoimakkuuden perusteella, haasteena magneettikentän (B(0)) ja RF-kentän (B(1)) epähomogeenisuus. Kentän epähomogeenisuuteen auttaa mm. mahdollisimman matala TE (BW kasvatus), ohuet leikkeet.

Yhteistyö sekä fyysikon että röntgenhoitajan kanssa auttaa saavuttamaan parhaan lopputuloksen.

Referenssit

- Martin D, Semelka R. Magnetic resonance imaging of the liver: review of techniques and approach to common diseases. *Semin Ultrasound CT MR* 2005;26:116–31.
- Merkle E M, Nelson R C. Dual Gradient-Echo In-Phase and Opposed-Phase Hepatic MR Imaging: A Useful Tool for Evaluating More Than Fatty Infiltration or Fatty Sparing. *Radiographics* 2006;26:1409–1418
- Tschirch F, Struwe A. Contrast-enhanced MR cholangiography with Gd-EOB-DTPA in patients with liver cirrhosis: visualization of the biliary ducts in comparison with patients with normal liver parenchyma. *European Radiology* 2008; 18:1577–86
- Ringe K, Husarik D. Hepatobiliary transit times of gadoxetate disodium (Primovist®) for protocol optimization of comprehensive MR imaging of the biliary system-What is normal? *Eur J Rad* 2010; in press
- Tanimoto A, Lee J. Consensus report of the 2nd International Forum for Liver MRI. *Eur Radiol* 2009; 19 (Suppl):S975–989
- Qayyum A. Diffusion-weighted Imaging in the Abdomen and Pelvis: Concepts and Applications. *Radiographics* 2009;29:1797–1810
- Tejas Parikh, Focal Liver Lesion Detection and Characterization with Diffusion-weighted MR Imaging: Comparison with Standard Breath-hold T2-weighted Imaging. *Radiology* 2008; 246;812–822
- Semelka RC. Abdominal-Pelvic MRI..2006.
- Elizabeth M. Hecht, MD: Liver MR Imaging at 3T:Body MRI: Clinical Applications and New Directions. *ISMRM* 2010