

Kartiokeila-TT hammaskuvauksessa ja angiokuvauksessa

Ylifyysikko Mika Kortnesniemi, HUS-Röntgen

Tietokonetomografia (TT) perustuu kohteesta eri kulmissa kerättyihin projektiotietoihin, joiden avulla lasketaan kohdetta vastaava kolmiulotteinen kuva. Tämä lopullinen kuva esittää kohteen vaimennusjakaumaa kuvauksessa käytetylle röntgensäteilylle. Tietokonetomografiassa vaimennusarvot (ja toisaalta siis kuvan intensiteetti eli ”tummuus”) on suhteutettu veden vaimennusarvoon. TT-tekniikan kehitys on merkinnyt myös uudentyypisiä laitteita, jotka tarjoavat parempia mahdollisuuksia mm. hampaiden kuvauksiin sekä toisaalta angiokuvauksissa tapahtuvaan 3D-kuvaukseen.

Hampaiden kartiokeila-TT

Suun, leukojen ja korvan alueen kudosgeometria on monimutkainen, jonka vuoksi perinteisillä projektiokuvauksella (natiivi-, intraoraali- ja panoramakuvaukset) on vaikea saada selkeää kuvaa diagnostisesta kohteesta; kohteet valottuvat joka tapauksessa päällekkäin. Tarjolle on tullut rajoitetun keilan geometriaan perustuvia kartiokeila-TT-laitteita (KKTT), joiden hinta ja asennus ovat selvästi täyskokoista kliinistä TT-laitetta huokeampia kliinisille yksiköille.

Monileike-TT-laitteet tuottavat tyypillisesti 0,25–1,0 mm³ kokoisia kolmiulotteisia kuva-alkioita (vokseleita), kun taas hampaiden kuvaukseen tarkoitettu KKTT voi tuottaa paljon tätä pienempiä kuva-alkioita (~0,1 mm³). Pienempi kuva-alkion koko tarkoittaa potentiaalisesti myös parempaa paikkaerotuskykyä eli resoluutiota.

KKTT-laitteille on ominaista korkea resoluutio ja pienempi kuvakenttä (leveys 4–15 cm, korkeus 3–8 cm), jonka ulkopuolelle jää kuvauksen aikana osittain säteilytettyjä kudoksia.

Osittaisen säteilytyksen vuoksi kuvanlaskentaan ei ole käytettävissä täydellistä vaimennusdataa. Tästä syystä kartiokeila-TT:n kontrastiominaisuudet etenkin pehmeiden kudosten osalta eivät vastaa kliinisen TT:n kuvanlaatua. Pääkohteena ovatkin luurajapinnat.

Angion kartiokeila-TT

Viimeksi kuluneiden 10 vuoden aikana 3D-kuvaukset on tullut yhä enemmän myös toimenpideradiologisilla C-kaarityypin laitteilla tehtävään kuvantamiseen. Pääkohteena on perinteisesti ollut korkeakontrastikohteiden visualisointi. Yleisimmät sovellukset ovat liittyneet varjoainekuvauksiin, joissa 3D-kuvan luomiseen käytetty projektiodata kerätään KKTT:tä vastaavasti laitetelineen pyörähdyksen aikana. Sekä hampaiden että angiokuvauksen kartiokeilakuvauksessa kerätty projektioiden lukumäärä ei ole ns. monileike-TT:n tasolla, mikä heijastuu myös kuvanlaatuun. Kontrastiominaisuudet jäävätkin jälkeen monileike-TT:n tasosta. Kuvadatan katselu tapahtuu yleensä laitteen yhteydessä olevalla työasemalla, joka mahdollistaa myös toimenpiteeseen liittyviä analyysejä ja mittauksia (esim. angiokuvauksessa verisuonten topografia ja muodot).

Angioradiologiaan soveltuva KKTT on kehittynyt edelleen viimeisen 6 vuoden aikana; parannusta on tullut nimenomaan kontrastiominaisuuksiin, jolloin mm. vuotojen visualisointi onnistuu perinteistä pyörähdysangiota paremmin. Tähän pääsemiseksi tarvittiin enemmän projektioita (yli 500 per kierros vs aiempi noin 150 per kierros), parempi detektori sekä uusittu rekonstruktio-algoritmi, jolla selvittiin säteilyn sironnan, keilan kovenemisen (beam hardeningin) ja rajoitetun projektiodatan aiheuttamilta ongelmilta. Konkreettisenä kontrastiskaalana voidaan puhua TT-luvuista (HU, Hounsfield unit), jolloin perinteinen pyörähdysangio tarjoaa kertaluokkaa 100–200 HU olevan kontrastin, uudempi angio-KKTT luokkaa 10–20 olevan kontrastin, ja monileike-TT puolestaan luokkaa 1–5 HU olevan kontrastin.

Annoksesta

Uudenaikainen angiolaitteella tehtävä KKTT antaa suurin piirtein samaa tasoa olevan efektiivisen annoksen kuin asiallisesti optimoitu monileike-TT (~joitakin mSv:ä). Eroja toki ilmenee mm. kuvausalueen rajauksen suhteen sekä indikaation mukaisen kuvanlaatutason (ja sen mukaisen annostason) kautta. Hampaiden KKTT:n antama efektiivinen annos riippuu paljon käytetystä kuvakentän koosta (FOV, field of view) sekä laitemallista. Kuvaukseen hyödyntää uudemmilla laitteilla yleensä pulssitettua säteilytystä, joka pyrkii parantamaan kuvanlaatua ja pienentämään annosta. Hammas-KKTT:n efektiivinen annos saattaa suurimmillaan olla varsin lähellä hyvin optimoidun monileike-TT:n annosta (luokkaa 100 μ Sv, jossa kuvausalue on asianmukaisesti rajattu), ja pienimmilläänkin yleensä selvästi panoramatomografiaa (luokkaa 10 μ Sv) suurempi.

Kartiokeilakuvaus on edelleen voimakkaassa kehitysvaiheessa, joten uusien sovellusten myötä raja-aita monileike-TT:aan pienenee sekä kuvanlaadun että annoksen kannalta.

Viitteitä

- High-Speed Reconstruction for C-Arm Computed Tomography, Benno Heigl, Markus Kowarschik International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, 2007
- Irie K, Murayama Y, Saguchi T, Ishibashi T, Ebara M, Takao H, Abe T. Dynact soft-tissue visualization using an angiographic C-arm system: initial clinical experience in the operating room. *Neurosurgery*. 2008 Mar;62(3 Suppl 1):266–72; discussion 272.
- De Vos W, Casselman J, Swennen GR. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Jun;38(6):609–25.
- Wielandts JY, De Buck S, Ector J, Lagerche A, Willems R, Bosmans H, Heidebuchel H. Three-dimensional cardiac rotational angiography: effective radiation dose and image quality implications. *Europace*. 2010 Feb;12(2):194–201.