

6. fejezet

Orvosi képfeldolgozás

Az 1800-as évek végére megnyílt az út az emberiség egyik több ezer éves álmának megvalósulása felé. Wilhelm Conrad Röntgen vákuumcsövekkel végzett fizikai kísérletei közben egy új sugárzást fedezett fel, amely a legtöbb tárgyon áthalad, haladása során a tárgyak anyagától függő mértékben gyengül, és a fényérzékeny fotólemezen erősségének megfelelően nyomot hagy¹. Így lehetővé vált az élő szervezet – elsősorban a csontozat – vizsgálata külső beavatkozás nélkül. Ez a korábban ismert, vagyis az elektromágneses spektrum látható tartományába eső sugárzások segítségével nem volt megvalósítható. A sugárzásnak az ismeretlent jelölő X nevet adta, amit később Röntgen-sugárzásnak neveztek át. A hír gyorsan bejárta a világot és hamarosan megjelentek az első képalkotó berendezések a kórházakban. Röntgen a felfedezésért 1901-ben kapta meg a fizikai Nobel-díjat – ez volt egyben az első fizikai Nobel-díj.

A Röntgen-készülék 2D vetületi képet ad eredményül, ez önmagában térbeli lokalizációra nehézkesen használható, mivel csak az objektumok irányát kapjuk meg. Egymáshoz képest ismert helyzetű képek készítésével (szemből és oldalról) viszont mélységi információ is nyerhető, amit az I. világháborúban már rutinszerűen alkalmaztak bombarepeszek eltávolításánál.

A (folytonos) függvények vetületekből történő helyreállításának, az ún. *rekonstrukció* elméleti hátterét már 1917-ben kidolgozta Johann Radon, viszont még hosszú évtizedekig nem állt rendelkezésre technológia a szükséges számítások elvégzésére. Így a valódi 3D képalkotás megjelenésére az 1970-es évek elejéig kellett várni. 1963-64-ben Allan McLeod Cormack² publikálta a Röntgen-alapú CT képalkotás elméleti hátterét, amit figyelembe véve 1971-ben Sir Godfrey Hounsfield³ készítette el az első működő prototípust Angliában. A berendezést EMI-szkennernek is nevezték, mivel a fejlesztéshez szükséges anyagi forrásokat az akkor a Beatles együttesel együtt dolgozó lemezkiadó cég biztosította. Cormack és Hounsfield 1979-ben megosztva kapta a fiziológiai és orvostudományi Nobel-díjat a számítógépes tomográfia kidolgozásáért.

Az 1970-es években egy újabb, az atommagok rezonanciás tulajdonságain alapuló 3D képalkotó berendezés is készült. Ez a mágneses rezonancia képalkotás (MRI – Magnetic Reso-

¹Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923) Nobel-díjas német fizikus, a később róla elnevezett sugárzás felfedezője.

²Allan McLeod Cormack (1924-1998) dél-afrikai születésű Nobel-díjas amerikai fizikus, a CT képalkotás elméleti hátterének kidolgozója.

³Sir Godfrey Hounsfield (1919-2004) Nobel-díjas angol villamosmérnök, az első CT berendezés készítője.

nance Imaging), amit eleinte NMR-nek hívtak (Nuclear Magnetic Resonance), de a nukleáris jelzőt a hozzá kapcsolódó negatív felhang miatt elhagyták, mivel nincs köze a radioaktivitáshoz. A technika alapjait Paul Lauterbur⁴ és Sir Peter Mansfield⁵ dolgozták ki 1973-ban. Az első, élő szervezetről készült kép 1974-ben, míg emberről 1977-ben készült. A felfedezők 2003-ban kapták meg a fiziológiai és orvosi Nobel-díjat. A díjátadást botrány övezte, Raymond Vahan Damadian⁶ magát tartja az MRI technika kidolgozójának, de díjazásban nem részesült.

Az 1930-as években kutatók sikeresen állítottak elő mesterséges radioaktív anyagokat, aminek eredményeképpen 1946-ban radiofarmakonok (radioizotópok) szervezetbe juttatásával már sikeresen kezeltek betegeket. Ennek sugárzását a testen kívül elhelyezkedő érzékelők mérni tudják, ami képpé alakítható. Ez az alapja a nukleáris medicinában alkalmazott képalkotó eljárásoknak, a 2D-s Gamma- vagy Anger-kamerának (Hal O. Anger⁷, 1950-es évek), és a több irányból történő mérés eredményéből tomografikus rekonstrukcióval előálló 3D-s SPECT-nek (Single Photon Emission Tomography; 1960-as évek, David Kuhl⁸ és Roy Edwards) és a PET-nek (Positron Emission Tomography; 1975, Michael E. Phelps⁹). A technikák az alkalmazott izotópok, és ennek megfelelően a sugárzás típusában különböznek. Gyengébb térbeli felbontóképességük ellenére nagy hasznuk abban rejlik, hogy segítségükkel a szervezet funkcionális, biomechanikai folyamatai feltérképezhetők, követhetők.

Az utóbbi évtizedekben a képalkotó technikák továbbfejlődtek, gyorsabbá, pontosabbá váltak. 1991-ben jelentek meg az MRI képalkotás olyan válfajai, amelyek a vér oxigénszintjének a mérésével funkcionális jellemzők kinyerését is lehetővé tették. Az ezredforduló környékén jelentek meg a különféle hibrid kamerák (PET/CT, SPECT/CT) amelyek a funkcionális és anatómiai képalkotásokat ötvözik egymással. Számos más fizikai jelenség felhasználásával készíthetők még képek. Képként ábrázolható tetszőleges olyan mérés eredménye, amit 2D vagy 3D rácson tudunk végezni. Az 1940-es évek végétől használt ultrahang technika esetében például a különböző hangvezetési képességgel rendelkező szövetek határáról visszaverődő hanghullámok tulajdonságait detektálják és ábrázolják 2D képként. Hőkamerák segítségével a bőrfelszínt pásztázzák, a mért eredményeket képként ábrázolva, pl. gyulladásos területeket keresve. Látható fény tartományban is készülnek képek hagyományos fotó vagy videó technikával, pl. a bőr felszínéről, vagy endoszkópos kamerákkal az ér- vagy bélrendszerből.

A következő részben a fontosabb képalkotó technikák közül néhányuk sematikus működési elvét mutatjuk be.

⁴Paul Christian Lauterbur (1929–2007) Nobel-díjas amerikai kémikus, az MR képalkotás egyik kidolgozója.

⁵Sir Peter Mansfield (1933–) Nobel-díjas brit fizikus, az MR képalkotás egyik kidolgozója.

⁶Raymond Vahan Damadian (1936–) örmény származású amerikai orvos és feltaláló, az MR technika első publikálója.

⁷Hal Oscar Anger (1920–2005) amerikai villamosmérnök és biofizikus, a 2D-s Gamma-kamera készítője.

⁸David Edmund Kuhl (1929–) amerikai tudós, a SPECT képalkotás egyik atyja.

⁹Michael Edward Phelps (1939–) amerikai biofizikus, a PET képalkotás egyik kidolgozója.

6.1. Képpalkotó technikák

*Anatómiai*nak nevezzük azokat a képeket, amelyek a beteg szerveinek, szöveteinek megjelenítését biztosítják. A *funkcionális képeken* ezzel szemben elsősorban az látható, hogy milyen a vizsgált terület működése (például az oxigénfelhasználása, cukorfelvétele, vérátfolyása). A funkcionális képpalkotó berendezések térbeli felbontóképessége rendszerint gyengébb, mint az anatómiaiké, de olyan információkat biztosítanak, amelyek más módon nem elérhetők.

Képek készíthetők úgy egy tárgyról, hogy egy külső forrásból származó sugárzás (például röntgen vagy neutron) áthalad rajta, a tárgy belsejében különböző mértékben elnyelődik, a tárgyból kilépve a mögötte elhelyezett érzékelő pedig az átjutott sugárzás intenzitását méri. Ezek a *transzmissziós* technikák, ilyen például a röntgenkép is. Ha a radioaktív anyagot a szervezetbe juttatják és a bomlás során keletkező sugárzást mérik a tárgyon kívül, akkor *emissziós* technikáról beszélünk (ilyen például a gammakamera).

A képek igen sokáig fotótechnikai úton készültek, tanulmányozásuk megvilágított hátter előtt átvilágítással történt. A mai kórházak többségében található orvosi képparchiváló és -továbbító (ún. *PACS - Picture Archiving and Communication System*) rendszer, amely az elkészült képeket digitális formában küldi és tárolja [37], a megjelenítés számítógépek segítségével történik.

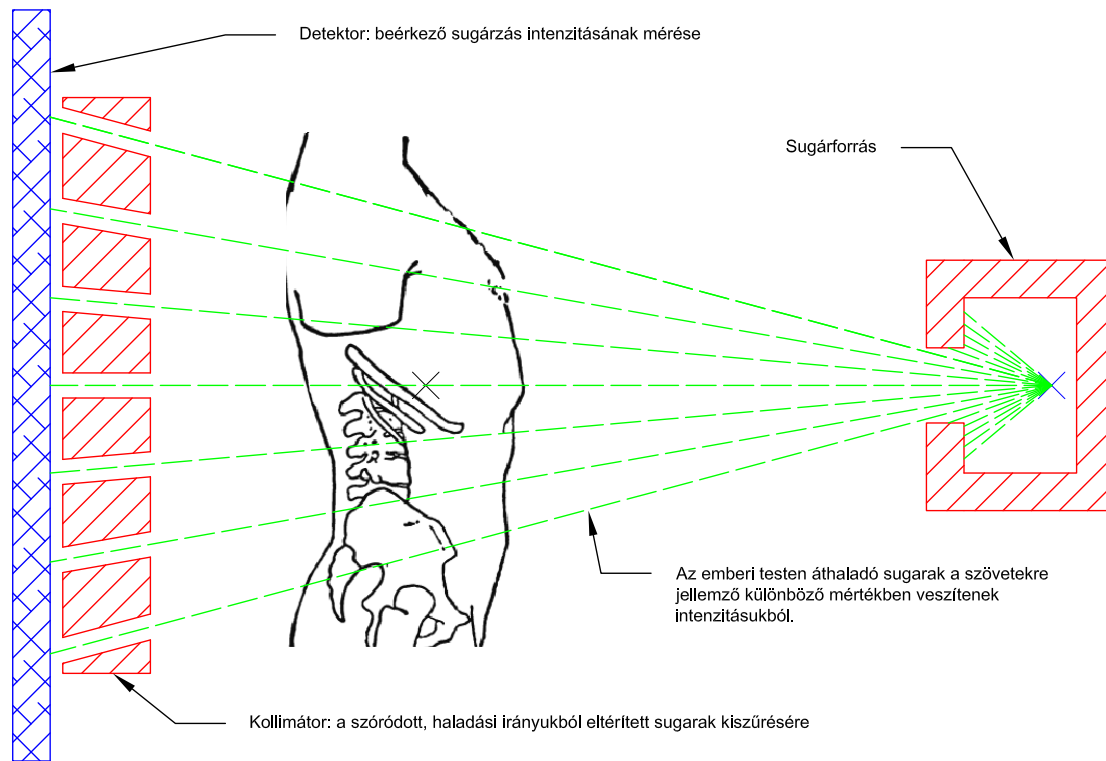
6.1.1. Röntgen, fluoroszkóp

A módszer alapja a katódsugárcsőben a magas feszültség (50–120 kV) által felgyorsított elektronok fémes anyaggal történő ütköztetésekor keletkező Röntgen-sugárzás felhasználása. A pontszerű forrás által kibocsátott és az emberi testen áthaladó Röntgen-sugarak kilépési intenzitása függ az emberi szövetek abszorpciójának a röntgensugarak menti integráljától. A testen áthaladó jelek filmre (hagyományos Röntgen-készülék) vagy képerősítőkre (fluoroszkóp) kerülnek (6.1. ábra).

A röntgen képpalkotási technika elsősorban a csontszerkezet ábrázolására használatos, de szemléltetheti még a kontrasztanyagok, mint a pl. jódot helyzetváltoztatását is (pl. vérerekben). Általánosan használják különféle szűrővizsgálatok nagy tömegű és gyors elvégzésekor is (pl. TBC szűrés, mammográfia), valamint számítógéppel támogatott műtétféregajtás esetében, a műtét közben az elvégzett beavatkozások ellenőrzésére.

A Röntgen-berendezések elterjedtek és relatíve olcsók (összehasonlítva a 3D képpalkotó berendezésekkel), de mivel a képek a beteg 3-dimenziós testéről készült vetületek, így egy képpont intenzitása egy, a betegen áthaladó egyenes irányában található összes szövet együttes tulajdonságát jellemzi. Különböző nézőpontból készült képek esetén más irányok mentén készül a vetület, így a képpontok intenzitásértékei nehezen vethetők össze. Ebből adódóan a 2D képek elsősorban diagnosztikai célokat szolgálnak. Ha segítségükkel a diagnózis nem állítható fel egyértelműen, szükség lehet valamilyen 3-dimenziós, sokszor jóval időigényesebb és költségesebb vizsgálat pótlólagos elvégzésére.

A Röntgen-készülékek használata az ionizáló sugarak miatt egészségkárosító lehet. A sugárzás képes kapcsolatba lépni a sejtek DNS-ével, azokban mutációkat okozni, ami több év alatt akár daganatos megbetegedésekhez is vezethet. A technika korai alkalmazói körében ez igen gyakori halálok volt. A legnagyobb sugárterhelésnek a berendezéseket rendszeresen



6.1. ábra. 2D röntgen képalkotás sematikus váza.

használó személyzet, orvosok vannak kitéve. A veszélyek felismerésével ezt sikerült visszaszorítani. Az ólom a sugárzást elnyeli, így ólom tartalmú védőruhát, védőfalat alkalmaznak.

6.1.2. Rekonstrukció

Radon¹⁰ 1917-ben megmutatta, hogy (folytonos) 2D függvények egyértelműen visszaállíthatók, amennyiben minden lehetséges, vagyis végtelen sok síkbeli irányban ismerjük a függvényértékek vonalmenti integrálját:

$$R_f(m, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, m \cdot x + b) dx = p(\theta, s)$$

ahol θ jelenti az egyenes normálvektorának irányszögét, s pedig a normálvektor irányában az origótól mért távolságát. Adott irányhoz tartozó R_f értékek összességét *vetületnek* nevezzük.

Az eredeti függvényt a vetületek megfelelő irányokba történő „visszavetítésével” kapjuk meg. A vetületek és az eredeti függvény között a vetület-szelet tétel teremti meg a kapcsolatot, miszerint egy 1D vetület Fourier transzformáltja és az eredeti 2D függvény Fourier transzformáltjának a vetület irányába eső értékei megegyeznek egymással. A vetületek Fourier transzformáltjaiból fel tudjuk építeni a kép Fourier transzformáltját, majd az inverz Fourier

¹⁰Johann Karl August Radon (1887–1956) osztrák matematikus, a rekonstrukciós technika matematikai hátterének kidolgozója.

transzformáció alkalmazásával helyreállíthatjuk a függvényt. Belátható, hogy

$$f(x, y) = \int_0^\pi \left(\int_{-\infty}^{\infty} P(w, \theta) \cdot e^{-2 \cdot \pi \cdot i \cdot w \cdot s} |w| dw \right) d\theta$$

vagyis a vetületek $P(w, \theta)$ Fourier transzformáltján visszavetítéskor végre kell hajtani egy $|w|$ (lejtő) szűrést. Ez a Fourier térben a magasabb frekvenciás komponenseket „felerősíti”. A módszert az alkotóelemei alapján *szűrt visszavetítésnek* nevezzük.

Az orvosi gyakorlatban képalkotáskor csak véges számú, ráadásul diszkrét (nem folytonos) vetületi információ áll rendelkezésünkre. Ezek összességét *szinogramnak* nevezzük, ami képként ábrázolható: a kép egy oszlopa egy vetületi irány értékeinek felel meg. A vetületi adatok hibával terhelt, zajos mérési eredmények. A zaj általában magas frekvenciás komponensként jelentkezik, és ahogyan láttuk, a visszavetítéskor alkalmazott szűrő ezeket erősíti fel. A gyakorlatban ezért inkább más, a magas frekvenciákat kevésbé kiemelő, pl. Shepp-Logan szűrőt alkalmaznak. A rekonstrukció minőségét nagymértékben befolyásolja a mérés pontossága és a vetületi irányok száma. Néhány rekonstrukciós eredményt a 6.2. ábrán láthatunk.

A fenti képletek azt feltételezik, hogy a vetítési irányok egymással párhuzamosak. A gyakorlatban más konfiguráció is elképzelhető, pl. a CT esetén pontszerű forrásból kiinduló, legegyszerűbb alakú a leképezés. A módszer ilyen esetekre is kidolgozható. Szintén megoldható 2D vetületi képek alapján a 3D képek rekonstrukciója is.

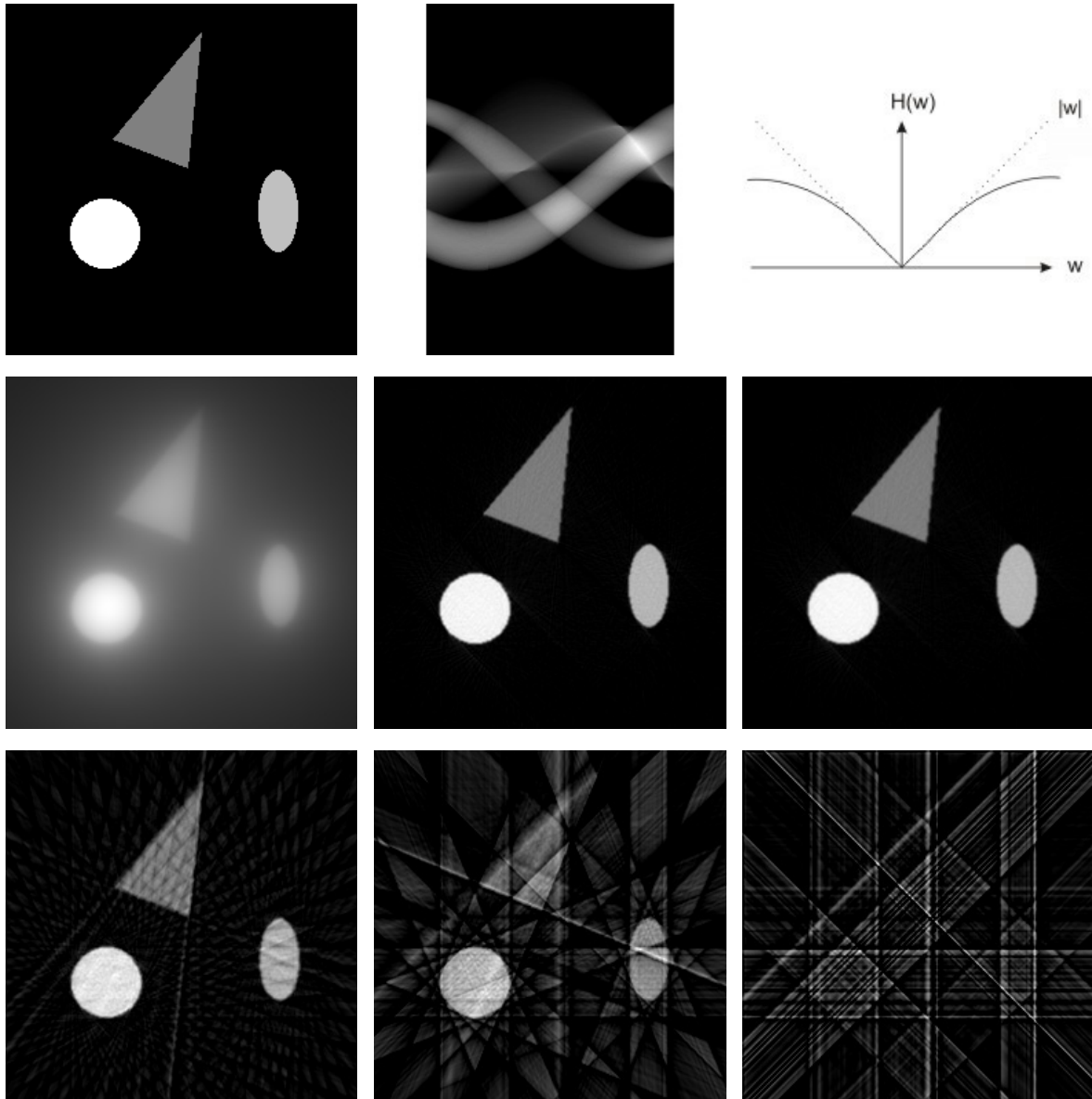
A szűrt visszavetítés az egyik leggyakrabban alkalmazott rekonstrukciós technika a CT, PET és SPECT képalkotáskor, de számos más rekonstrukciós megközelítés is létezik. Ezeket itt nem tárgyaljuk.

6.1.3. CT (Számítógépes tomográfia)

A CT (*Computed Tomography*) fizikai elve megegyezik a 2D röntgenével. A hagyományos CT berendezések a detektorgyűrű egy körülfordulásával egy 2D szelet rekonstrukcióját teszik lehetővé, majd a szelettávolságnak megfelelő mértékben az asztalt továbbmozgatják. A forrásnak és a detektornak a beteg hosszanti tengelye körüli forgatásával kapott projekciókból transzaxiális párhuzamos szekciók sorozata állítható elő tomografikus rekonstrukcióval (6.1.2. alfejezet). Nagy hátránya ennek a technikának a lassú képalkotás, mivel 1 szelet elkészítése kb. 3 másodpercebe telik. A teljes mellkas képének előállítása közben emiatt légzés is történik, ami az egyes lágy szövetek jelentős elmozdulását is maga után vonja. Az 1989-ben megjelent *spirál CT*-k a detektor körülfordatását és az asztal mozgatását egyszerre végzik, ami gyorsabb képalkotás biztosít. A rekonstrukció utólagosan tetszőleges szelettávolsággal előállítható a mért adatokból, viszont az eredmény zajosabb, mint a hagyományos technikával készült. További gyorsítás érhető el *multidetektoros* berendezésekkel, ami több, pl. 4 érzékelő egymás melletti elhelyezését jelenti.

Mivel a képalkotás korrekt közelítését adja a szövetsűrűségeknek, így a CT képek megkülönböztetik a csont- és a lágy szöveteket. Emellett a CT képek intenzitásértékei normalizálhatók; a μ_X elnyelődési tényezővel rendelkező X anyag ún. Hounsfield értéke (HU) megkapható az alábbi képlettel:

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_v}{\mu_v - \mu_l} \cdot 1000,$$



6.2. ábra. Rekonstrukció szűrt visszavetítéssel. Felső sor: eredeti kép, a 180 vetületi irány alapján készült szinogram, valamint a lejtő (pontozott vonal) és a Shepp-Logan (folytonos vonal) szűrők képe a frekvenciatérben. Középső sor: rekonstrukció szűrés nélkül, lejtő és Shepp-Logan szűréssel, 180 különböző vetületi irány felhasználásával. Alsó sor: rekonstrukció 36, 8 és 4 vetületi irány felhasználásával, Shepp-Logan szűréssel. A vetületek számának csökkenésével jelentősen romlik a rekonstrukció minősége.

ahol μ_v és μ_l jelentik a víz és a levegő elnyelődési tényezőit. A CT képalkotás a csontszerkezet ábrázolásában különösen jó, a lágy szövet rész viszont csak egy szűk, ráadásul szervenként átfedő intervallumban jelenik meg.

A CT-k 70-es évekbeli megjelenése inspirálta a számítógéppel segített műtéttervezést. Geometriailag korrekt képet ad. Elterjedt és gyors technika, károsító hatása ugyanaz, mint a röntgennek. Térbeli felbontása nagyon jó: axiális síkon 1 mm alatti, egy szelet vastagsága

néhány mm. Általában 512×512 képpont méretű síkmetszeteket biztosít.

6.1.4. MRI (Mágneses rezonancia képalkotás)

Az MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) a szövetek tulajdonságairól nyújt információt. Először a testet egy konstans intenzitású mágneses mezőbe helyezik. Ennek hatására a szövetekben található, spinnel vagy páratlan számú protonnal vagy neutronnal rendelkező atommagok (döntő többségben hidrogénatomok) – kis mágnesként viselkedve – a mágneses erővonalaknak megfelelően egyensúlyi helyzetbe kerülnek. Az MRI a szövetek viselkedését vizsgálja, amikor azokat gyenge mágneses mező perturbációjának teszik ki: a rádiófrekvenciás pulzusok a spinek elmozdulásait indukálják, amelyek aztán rádióhullámot gerjesztve térnek vissza az egyensúlyi állapotba. Egy kiszemelt perturbáció-sorozat használatával információ nyerhető ki az atomok sűrűségéről és a fizikai-kémiai környezetről (T1 és T2 válaszütemek, protonssűrűség¹¹). A képalkotás során rendszerint a kapott jelek számos komponensét használják fel. A mágneses mező inhomogenitása miatt a kép nemlineáris torzítást szenved. Ez a torzítás kismértékű, de idegsebészeti alkalmazásokban, ahol a precíz mérések fontosak, gondot okozhat.

Az MRI elterjedt, bár lassú (egy felvétel 15-45 perc is lehet) és drága technika, egészségkárosító hatása nem ismert. Az erős mágneses mező miatt a vizsgálat nem minden betegen végezhető el, például a ferromágneses implantátumok vagy szívritmusszabályzók kizáró tényezők. A szűk berendezésben töltött hosszú idő klausztrófóbiás reakciókat is kiválthat.

Térbeli felbontása nagyon jó: transzaxiális síkon 1 mm körüli, egy szelet vastagsága néhány mm. Általában 256×256 -os síkmetszeteket biztosít.

6.1.5. Nukleáris medicina

A nukleáris medicinában (*Nuclear Medicine* vagy *Scintigraphy*) a radioaktív izotópot tartalmazó anyagot a szervezetbe juttatják (például a vérkeringésbe fecskendezik vagy a beteg lenyeli), ami eloszlik a szervezetben. Bizonyos idő után a radioaktív elemek kibocsátását vizsgálják külső vonal- vagy síkdetektorokon.

Gamma- vagy Anger-kamera

Elve a SPECT-tel egyezik meg, csak itt egy 2D kép készül, ami radioaktív elemsűrűség egy ortogonális projekciójának felel meg.

SPECT (Single Photon Emission Tomography)

SPECT esetén olyan izotópot használnak, amely a bomlása során gamma sugárzást bocsát ki. Ezek az izotópok olcsón előállíthatók, és nagy a felezési idejük. Az egyik legfontosabb ilyen izotóp a technécium-99m, amelynek kb. 6 órás felezési ideje jóval nagyobb, mint más izotópoké, és a bomlás után nagyon alacsony sugárterhelést okozó normál technéciummá alakul, ami ráadásul pár nap alatt teljesen kiürül a szervezetből.

¹¹ A T1- és T2-súlyozások a zsír és a víztartalmú szövetek szétválasztására használatos. T1 esetén a víz sötét, a zsírszövet világos intenzitástartományban ábrázolódik. T2 esetén a víz világos, a zsír sötét. Protonsűrűség kép a szabad és kötött víz elkülönítésére használható.

A gamma kamera beteg körüli forgatása 2D projekciók egy halmazát biztosítja, melyeket tomografikus algoritmusokkal dolgoznak fel. Agyi vérátfolyás vizsgálatára, perfúziós mérésekre használják. Elterjedt technika. Térbeli felbontása gyenge: axiális síkon néhány mm körüli, egy szelet vastagsága akár 6-10 mm is lehet. A síkmetszetek általában 64×64 vagy 128×128 méretűek.

PET (Positron Emission Tomography)

PET esetén olyan izotópot használnak, amely a bomlása során pozitront bocsát ki. Minden kibocsátott pozitron összeütközik egy, a környezetében lévő elektronnal és két, ellenkező irányban haladó fotont idéz elő. A beteg köré helyezett detektorok gyűrűje érzékeli ezeket a fotonpárokat, így a társított esemény egy egyenes vonalon van két megfelelő detektor között. Tomografikus rekonstrukcióval állítják elő a 3D-s képet.

Elsősorban anyagszere folyamatok megfigyelésére és daganatok korai detektálására használatos. A leggyakoribb alkalmazott izotóp a 2-fluorodeoxy-D-glükóz (2FDG), amely működését tekintve a cukorral egyenértékű. Ez a daganatos szövetekben mutat dúsulást olyan stádiumban is, amikor anatómiai képen még nem látható elváltozás.

Kevésbé elterjedt technika: az izotópok előállításához elektrongyorsító (ciklotron) szükséges, felezési idejük nagyon kicsi (pár perc), így szinte csak az előállítás helyén használhatók fel. Magyarországon sokáig csak Debrecenben volt PET centrum. 2005 óta Budapesten is üzemel két PET/CT hibrid berendezés, és időközben Kecskeméten is nyílt ilyen centrum. Térbeli felbontása gyenge: axiális síkon néhány mm körüli, egy szelet vastagsága 4-8 mm is lehet. A síkmetszetek általában 128×128 vagy 256×256 képpontból állnak.

6.1.6. fMRI (funkcionális MR képalkotás)

1990-től a nukleáris medicina mellett egy másfajta funkcionális képalkotó eljárás is megjelent, amely az MR képalkotásra épül. Az fMRI az idegi aktivitás hatására bekövetkező agyi változásokat, általában a vér oxigénellátottságának változásait detektálja az ún. *BOLD effektus*¹² felhasználásával. Az agyról először egy normál MR kép készül, amelyet később az anatómiai részek pontosabb meghatározására használnak fel. Ezután alacsony térbeli felbontással (kb. 4 mm-es szeletszintű felbontás), de gyorsan, pár másodpercenként készülnek képek 10-15 percen keresztül. A vizsgálat ideje alatt a beteget időnként bizonyos ingereknek teszik ki, például képet mutatnak neki, kezével mozgást végeztenek, hangokat hallgattatnak vele. A nyugalmi helyzet és az aktív szakasz közötti különbségek feltérképezésével megkapható, hol került felhasználásra több oxigén, ami arra utal(hat), hogy az inger hatására az agy mely részei voltak aktívak. Képfúzióval ezeket az aktív területeket az MR képre lehet vetíteni.

6.2. Digitális képek geometriája

A képi információ számítógépes méréséhez, feldolgozásához a képeket digitális formában várjuk. A legtöbb mai képalkotó berendezés eleget tesz ennek az elvárásnak. Megvizsgáljuk,

¹²Vér oxigén-szint függőség (*Blood-oxygen-level dependence*).

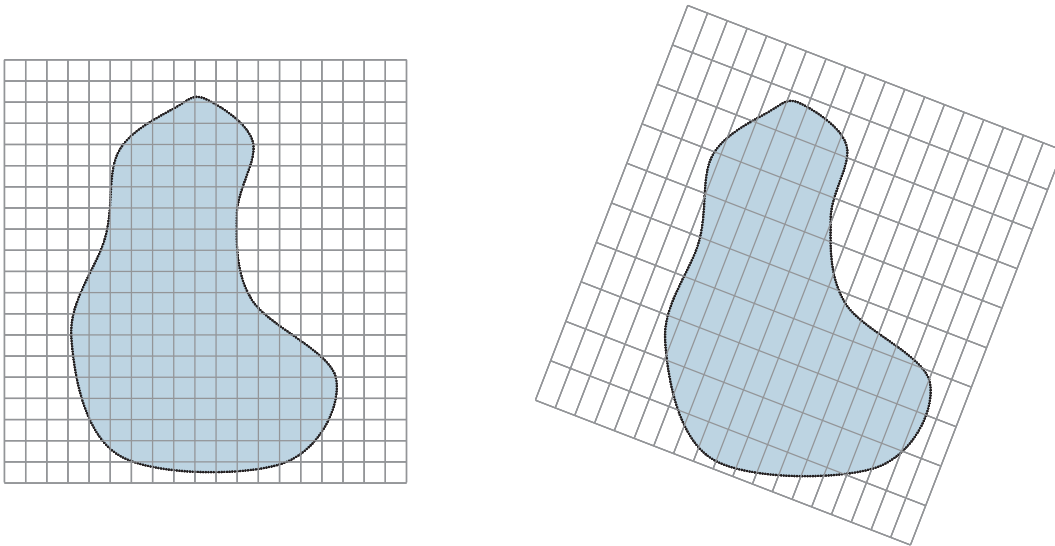
hogy a különféle mérésekből hogyan készül digitális kép és mi ezek geometriai reprezentációja.

6.2.1. Mintavételezés

A jegyzet további részeiben [30] alapján a következő jelöléseket használjuk. Jelölje X a vizsgált tárgyat, A a róla készült 2D vagy 3D digitális képet, Ω_A pedig A képtartományát

$$A : x_A \in \Omega_A \mapsto A(x_A),$$

ahol $A(x_A)$ az x_A térbeli pozícióhoz tartozó intenzitásértékeket jelöli. Az intenzitásértékek valamilyen mérhető anyagjellemző értéket reprezentálnak X térbeli pozícióiban. Ilyen például a röntgensugarak elnyelődési tényezője CT képek esetén, protonok állapotváltozásai a mágneses mező tulajdonságainak változásakor MR képek esetén, radioaktív jelzőanyagok szerkezetbeli eloszlása SPECT és PET képalkotáskor, illetve a látható fény intenzitása fénykép-készítéskor.



6.3. ábra. Ugyanazon tárgyról készült két különböző térbeli felbontású 2D digitális kép mintavételezési rácsai. A képpontok helye a rácspontokban található.

Mivel a digitális képek az objektum véges számú pontban történő mintavételezésével készülnek, így az Ω_A tartományt a következő módon definiálhatjuk:

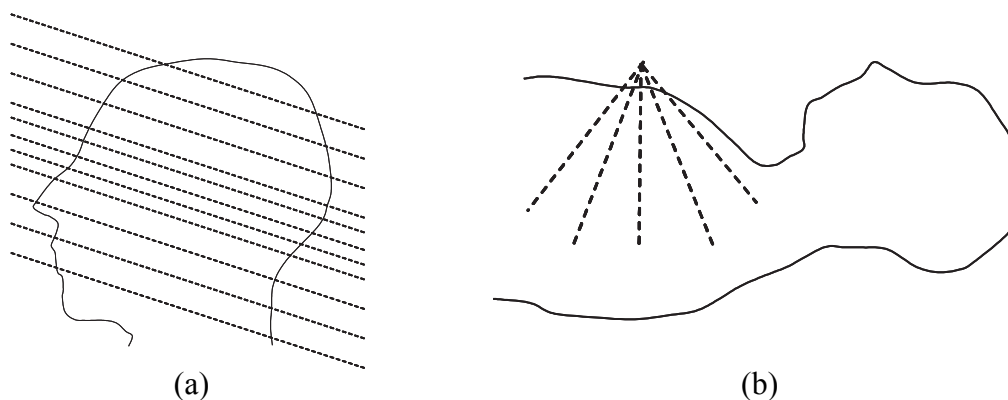
$$\Omega_A := \tilde{\Omega}_A \cap \Delta,$$

ahol $\tilde{\Omega}_A$ egy folytonos korlátos halmaz, valamint Δ egy végtelen diszkrét mintavételezési rács, amely a $\delta = (\delta^x, \delta^y, \delta^z)$ anizotropikus mintavételezési lépésközökkel jellemezhető. Ez a rács képenként más és más lehet (6.3. ábra). A rácsponthoz tartozó mintavételezett értékeket képpontnak nevezzük. A mintavételezés történhet pontosan az adott pontban, de igen gyakran annak egy szűk környezete is szerepet játszik az intenzitásérték meghatározásában, emiatt a rács definíciójával duális *mozaik* definíció is széles körben használatos.

Ebben az esetben megkülönböztetjük a *szelettávolság* és *szeletvastagság* fogalmakat. Előbbi a mintavételezési rács Z-irányi lépésközét jelenti (δ^z), míg az utóbbi annak a térrésznek a vastagságát, amelyből a mérési információk származnak. Optimális esetben ez a két távolság megegyezik, de előfordulnak a szelettávolságnál kisebb és akár nagyobb szeletvastagságok is. Különösen ez utóbbi kezelése lehet problémás, mivel így egy térrész információtartalma több szeleten is megjelenik.

A képpontokat 2D kép esetén *pixelnek*, 3D esetén *térfogatelemnek* vagy *voxelnek* is nevezzük. Ezen képpontok, pixelek vagy térfogatelemek összesége alkotja a *digitális képet*. A képpontokhoz rendelt mérési érték az *intenzitásérték*. Ezek tárolása történhet előjeles egész számként (8-16 biten), vagy lebegőpontos számként is. *Idősortozatról* beszélünk akkor, ha egyező méretű 2D vagy 3D képek egy sorozatát készíti el a berendezés.

A 3D képek reprezentációjakor a legegyszerűbben kezelhető eset az, amikor a mintavételezési rács $\delta = (\delta^x, \delta^y, \delta^z)$ lépésközü a képkalkotó berendezés fő tengelyeivel egyező irányok mentén. Általában teljesül, hogy $\delta^x = \delta^y$ (ezek alkotják a 2D képszeleteket), a δ^z pedig gyakran nagyobb lépésközü, mint a másik kettő. Bizonyos CT vizsgálatok esetében előfordul, hogy a Z-tengely menti mintavételezés lépésköze nem konstans, a vizsgálat szempontjából fontosabb területeken sűrűbb. Szintén a CT vizsgálatokra jellemző, hogy a képkalkotás síkját megdönthetik, így a tengelyek nem lesznek egymásra merőlegesek. Ezekre mutat példát a 6.4. (a) ábra.



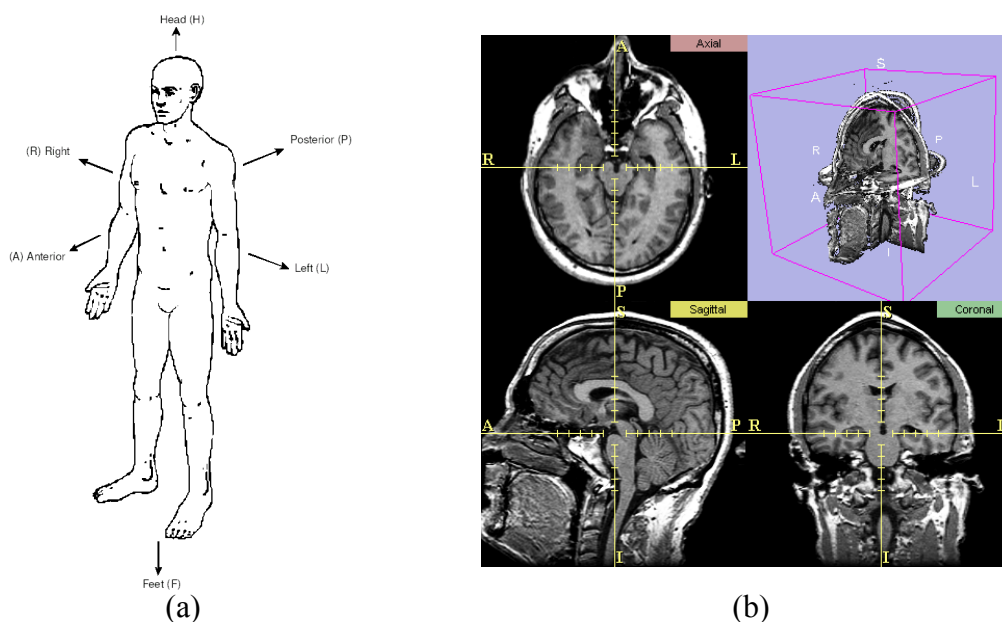
6.4. ábra. Képszeletek elhelyezkedése. Döntött képkalkotó sík és változó lépésközü Z-tengely menti mintavételezés CT képkalkotáskor (a). Egymással nem párhuzamos képszeletek ultrahang képkalkotáskor (b).

A legáltalánosabb esetben a képszeletek nem párhuzamosak egymással. Ekkor minden képszelethez hozzárendelnek egy térbeli pozíciót (ez lesz például a képszelet bal alsó sarka), valamint két irányvektort, amely a mintavételezés irányát adja. A δ^x és δ^y lépésközök rendszerint ekkor is megegyeznek. A 6.4. (b) ábra egy ilyen helyzetet ábrázol.

6.2.2. Képi koordináta-rendszerek

A képpontok helyének leírása többféle koordináta-rendszer szerint is lehetséges. Amennyiben a kép 2D vagy 3D mátrixként reprezentálható, a képpontok legegyszerűbben a sor, oszlop, képszelet hármassal érhetők el. Ezt nevezzük IJK koordináta rendszernek. Előnye, hogy

könnyen megfeleltethető a programozási nyelvek tömb-fogalmának, így a tényleges megvalósításkor rendszerint más koordináta-rendszerekről is erre térnek át. Hátránya, hogy általában nem izotropikus, az irányonként gyakran különböző mintavételezési lépésközök miatt Euklideszi távolság mérésére alkalmatlan, megjelenítéskor torzított képet ad. Ezt hidalja át a világ (WLD) koordináta-rendszer, amely már egy milliméter egységű rendszer, ami például a képkalkító berendezés koordináta-rendszerével egyezik meg. A mintavételezés lépésközének ismerete, általános esetben a képszeletek sarokpontja és a két mintavételezési irány ismerete elegendő az IJK–WLD átváltáshoz. Orvosi képek esetében rendkívül fontos, hogy a képek felhasználásakor egyértelmű legyen, mi a beteg orientációja, melyik például a bal és jobb oldala. Az orvosi képmegjelenítő szoftverek emiatt a beteg-központú, ún. RAS koordináta-rendszert használják. A tengelyek itt a balról-jobbra (*Right*), hátulról-előre (*Anterior*), alulról-felfelé (*Superior*) irányokat jelentik. A WLD koordináta-rendszerhez hasonlóan ez is milliméter egységű. Az orvosi képek küldésére és tárolására létrehozott DICOM szabvány a beteg fekvési helyzetét és a képszeletek irányát is tartalmazza, amiből az IJK–RAS koordináta-rendszer váltás meghatározható [2].



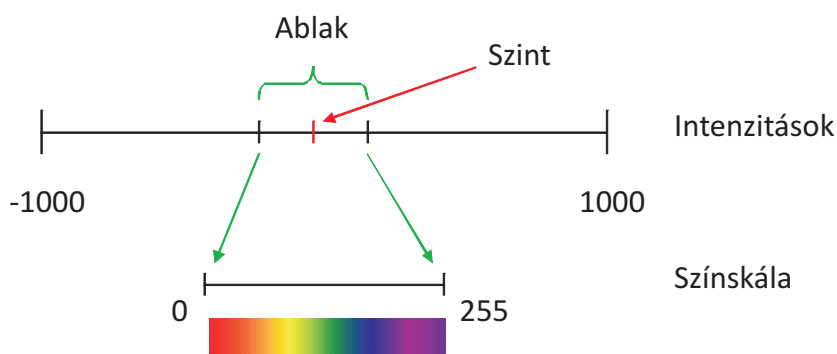
6.5. ábra. Beteg-központú RAS koordináta rendszer (a). Transzaxiális, sagittális és koronális szeletorientációk agyvizsgálat esetén (b).

6.2.3. 3D szeletorientációk

A RAS koordináta-rendszert figyelembe véve három fő szeletorientációt definiálhatunk. A *transzaxiális* a beteg hosszanti tengelyére, a *sagittális* a bal-jobb tengelyre, a *koronális* a hátulról-előre tengelyre merőleges képsíkokat jelenti. Ezekről a fő irányoktól eltérő térbeli irányokra merőleges képsíkok esetén *ferde* szeletekről beszélünk. A RAS koordináta-rendszert és a szeletorientációkat a 6.5. ábrán szemléltetjük.

6.3. Vizualizáció

A berendezések különféle fizikai tulajdonságok (pl. röntgensugárzás elnyelődése, emissziós radiatív sugárzás erőssége, hangterjedés és visszaverődés) mérésének eredményeit használják fel, tehát legtöbbször nem szín-jellegű információt hordoznak. Ilyen esetekben a képernyőn való megjelenítéshez szükséges az intenzitástartomány egy általunk kiválasztott részének színskálára történő leképezése. A leggyakrabban használatos a szürkeárnyaltos színskála, de elsősorban funkcionális információt tartalmazó képeknél a színkódolás (például szivárvány színskála¹³, vagy a forró fém skála¹⁴ alkalmazása) is közkedvelt (6.6. ábra).



6.6. ábra. Intenzitástartomány leképezése szivárvány színskálára ablakolással.

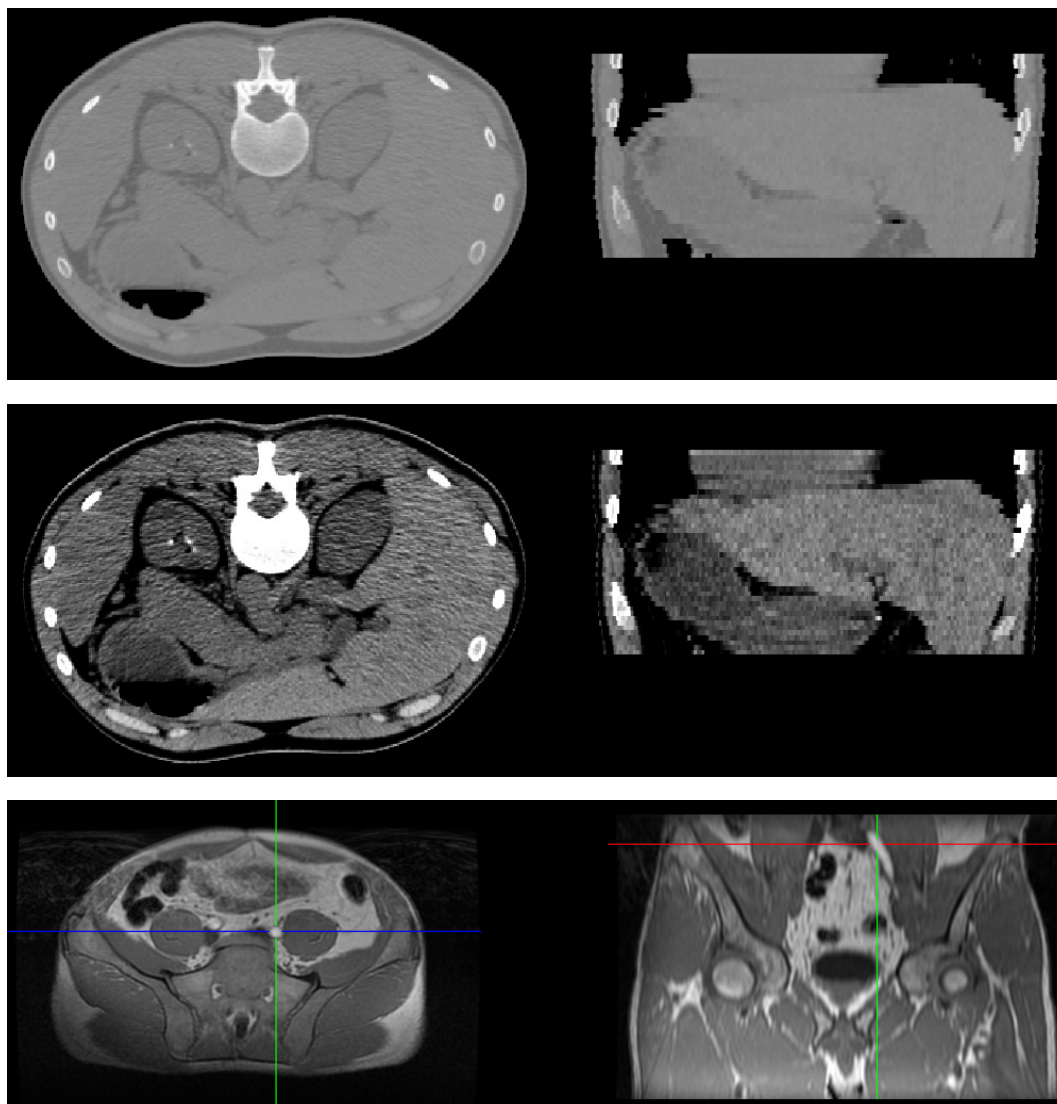
Az orvosi képek intenzitástartománya sokszor igen nagy, több ezer értéket is felvehet. A megjelenítéshez felhasznált színskálák ezzel szemben rendszerint jóval kevesebb, pl. 256 különböző szint definiálnak. Emiatt a színskálára történő leképezés információvesztéssel jár. Fontos, hogy ez a leképezés csak a megjelenítéshez kerüljön kiszámításra, a képi mérések elvégzéséhez az eredeti intenzitástartományt használjuk fel. Az intenzitástartomány vágásával, ún. *ablakolással* lehetőségünk van egy szűkebb résztartomány kontrasztosabb megjelenítésére, pl. a CT képből az igen szűk lágy szöveteket megjelenítő tartományt kiemelhetjük. Ezt a tartományt megadhatjuk a legkisebb és legnagyobb intenzitásértékével is, de az orvosi szoftverek esetében a *szint* és az *ablak* paraméterek használatosak. Az ablak paraméter a kívánt intenzitásintervallum szélességét, míg a szint paraméter az ablak középső értékét adja meg (6.6. és 6.7. ábrák).

A 3D képek térbeli megjelenítésére többféle klasszikus módszer is rendelkezésünkre áll. A natív képszeletek mellett tetszőleges más szeletorientáció előállítható mesterségesen a 3D mátrix megfelelő bejárásával, ezek együttes megjelenítése az ún. *többszeletes rekonstrukció* (6.5. (b) ábra). (A rekonstrukció kifejezés itt nem a vetületi adatokból történő helyreállítást, hanem a rendelkezésre álló képi adatok strukturált megjelenítését jelenti).

A *felszín megjelenítés* esetén egy előzetes szegmentáló lépésre van szükségünk, majd a szegmentált területek határát 3D poligonhálókra kell alakítanunk. Ezek a poligonok a 3D grafika szokásos eszköztárával megjeleníthetők (szervenként különböző színek, mintázatok, átlátszóság), akár a többszeletes rekonstrukcióval együtt is (6.8. ábra). A modellek térben körüljárhatók.

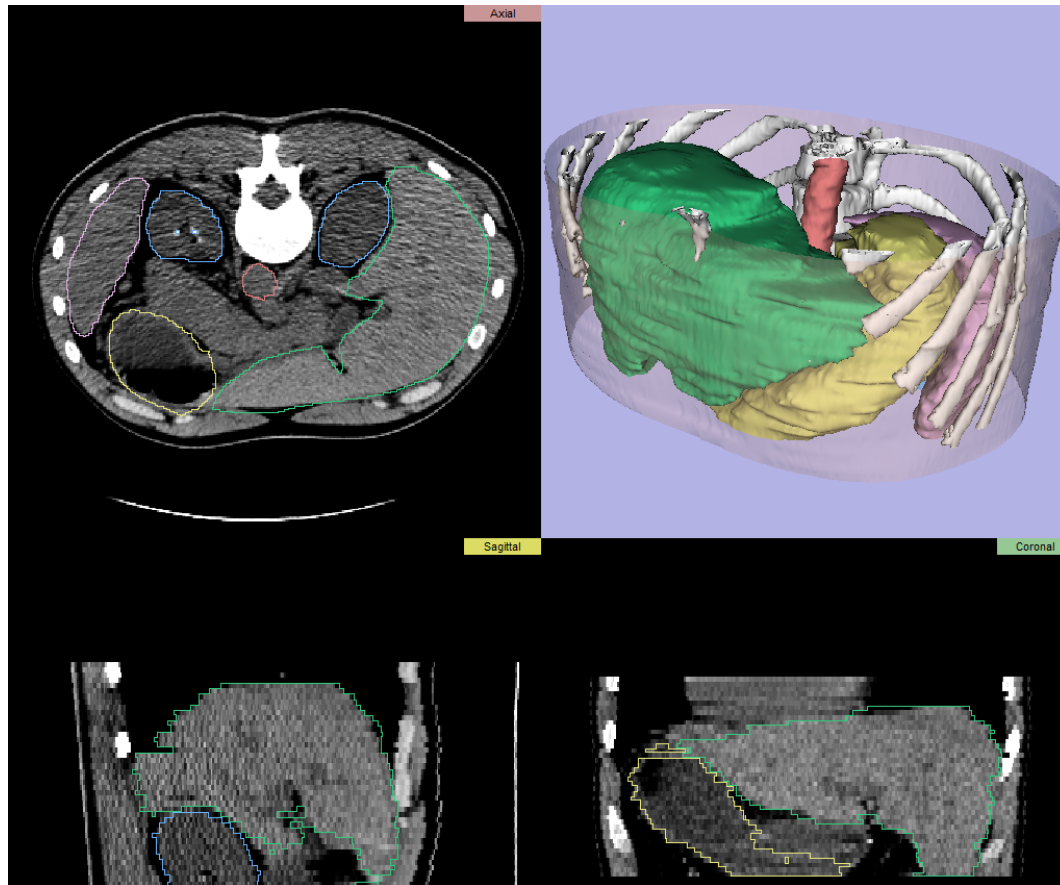
¹³A színek a látható fény spektrumának (a szivárvány színeinek) felelnek meg.

¹⁴Az egyre forróbb hőmérsékletű izzó fém színváltozásai a sötétvöröstől a narancssárgán át a fehérig.



6.7. ábra. Alhasi CT és MR felvételek. Felső sor: csontra ablakozott CT vizsgálat transzaxiális és koronális szeletei (ablak: 1500, szint: 0). Középső sor: ugyanazon szeletek lágy szövetre történő ablakozással (ablak: 300, szint: 50). Alsó sor: medence-környéki MR vizsgálat transzaxiális és koronális szeletei.

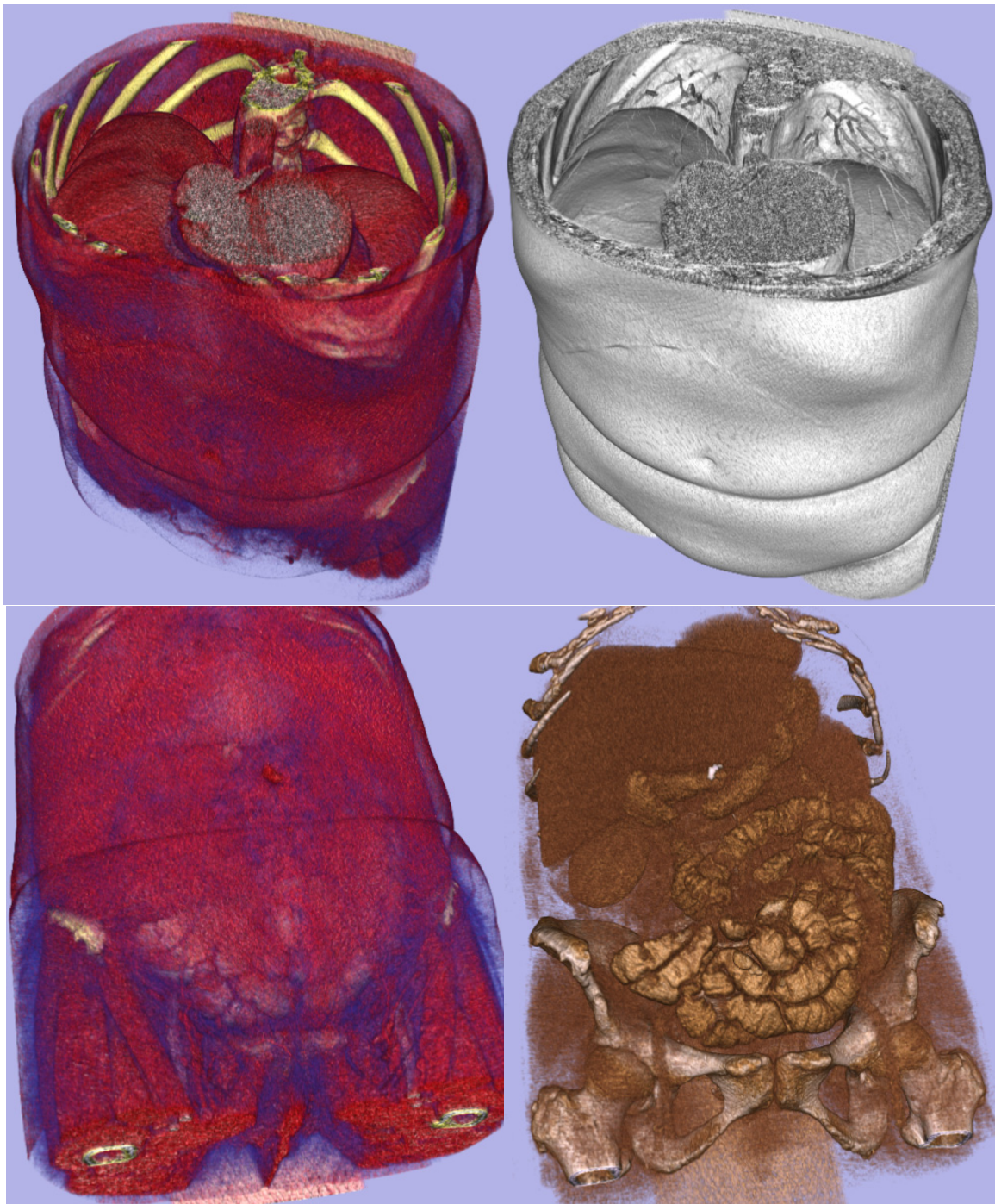
A *térfogat megjelenítő* módszerek geometriai adatok kinyerése nélkül képesek a képpont adatokat közvetlenül megjeleníteni a képernyőn. Sugárkibocsátó technikával jó minőségű, nagy felbontású képeket kaphatunk. A módszer elve, hogy a 3D képen keresztül sugarakat bocsátanak, amelyek interakcióba lépnek az útjukba kerülő intenzitásértékekkel. Ezek különböző mértékben elnyelik a sugár egyes komponenseit, majd az objektumon átjutó sugarak adják a 2D vetületi képet. A módszer kritikus része az interakció definiálása. Ez leggyakrabban transzfer függvények segítségével történik, így minden intenzitásértékhez könnyen és gyorsan hozzárendelhetünk szín és átlátszósági paramétereket. Hasonló módon járhatunk el a gradiens értékek esetén is, ekkor a szomszédos képpontok intenzitáskülönbségei alapján történik a szín és átlátszóság hozzárendelése, ez az objektumok határvonalának kiemelésére



6.8. ábra. Felszín megjelenítés. A CT szeleteken az egyes szervek körvonalai láthatók. A szegmentálás manuálisan történt.

használható. A gyakorlatban használatosak még az ún. MIP technikák is, amikor egy sugár útjába jutó intenzitásértékek minimumát vagy maximumát határozzák meg.

Az általános vizualizációs megközelítések mellett alkalmazás specifikus algoritmusokkal is találkozhatunk. Csőszerű objektumok esetében (pl. bélrendszer, légutak, artériák) a rendelkezésre álló szegmentálást felhasználva virtuális endoszkópiát, kolonoszkópiát, disszekciót (boncolást) végezhetünk a szegmentált objektum középvonala menti kameramozgatással.



6.9. ábra. Egy alhasi CT vizsgálat térfogat vizualizációja többféle transzfer függvény alkalmazásával, kétféle nézőpontból.

6.4. Orvosi információs rendszerek

A kórházakban, egészségügyi intézményekben naponta óriási mennyiségű információ keletkezik, többek között vizsgálati eredmények, laboreredmények, zárójelentések, műtéti protokollok, adminisztrációs adatok formájában. A hatékony működéshez kulcsfontosságú, hogy ezek az információk rendezetten tárolásra kerüljenek és gyorsan visszakereshetők legyenek. Ez a *kórházi információs rendszerek (HIS – Hospital Information System)* alapfeladata. A számítógépes rendszerek nagy segítséget nyújtanak a legtöbb részfeladat megvalósításában. Általánosan elmondható, hogy a kórházi rendszerek annyira komplexek, hogy nehéz mindenre kiterjedő, egységes megközelítést kidolgozni.

Igen fontos részfeladat az orvosi képek tárolása és visszakeresése. Manapság a legtöbb kórház már rendelkezik *képtároló- és továbbító*, ún. *PACS (Picture Archiving and Communication System)* rendszerrel. A PACS rendszerekkel szembeni fő elvárások az alábbiak:

- A képalkotó berendezések digitális formában állítsák elő a vizsgálatokat, azok formátuma szabványos legyen.
- A vizsgálatok biztonságos hálózati kapcsolaton keresztül automatikusan kerüljenek be egy adatbázisba.
- A képi adatbázisból az orvos el tudja érni a szükséges vizsgálatokat kliens szoftveren vagy akár a weben keresztül.
- A vizsgálatokhoz rendelt új információk (pl. szegmentálás, leletezés) kerüljenek be az adatbázisba.
- Rendkívül fontos a hozzáférési jogosultságok kezelése, a vizsgálatokhoz tartozó privát adatok védelme érdekében.
- Gondoskodni kell az adatok megfelelő mentéséről az adatvesztések elkerülése érdekében.

A vizsgálatok esetén a képi adatok (geometria és intenzitásértékek) mellett számos járulékos információt is célszerű tárolni. Ilyen például a vizsgálat és a képsorozat egyedi azonosítói; a beteg neve, azonosítója; a képet készítő radiológus neve, a kórház megnevezése; a képalkotó berendezés paraméterei; a felvétel készítésének körülményei, dátuma, időpontja; a megjelenítéshez alkalmazandó színskála; szegmentálás eredménye, leletezés.

A képi információ általában tömörítetlen formában kerül tárolásra. Lehetőség van tömörítő eljárások használatára is, viszont kritikus fontosságú, hogy csak veszteségmentes eljárást szabad alkalmazni. A veszteséges tömörítés jóval nagyobb fokú méretcsökkenést lenne képes biztosítani, ami szemmel látható változást nem nagyon okozna, viszont a képi információ mérésekor ezek az eltérések komoly gondokat okozhatnak.

Látható, hogy az igen szerteágazó képalkotó technikák és a sokféle járulékos információ miatt nem egyszerű egy egységes szabványt kidolgozni. A képalkotó berendezések gyártói eleinte saját, zárt formátumokat használtak, amelyek között nem volt egyszerű az átjárás biztosítása. Az igény hamar megmutatkozott az egységes szabvány iránt. 1983-ban bizottság

alakult erre a célra, aminek eredményeképpen 1985-ben jelent meg az első változat ACR-NEMA 1.0 néven. Ezt a második főverzió 1988-ban követte, a harmadik pedig 1993-ban. Ez a 3.0 verzió már a DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) elnevezést kapta. A DICOM formátum ISO-szabvány, az 1990-es években a PACS rendszerek de facto szabványává vált. A fejlődése ma is folyamatos, az újonnan érkező igényeknek megfelelően.

6.4.1. DICOM fájlformátum

A DICOM magában foglalja a képi tárolás fájlformátum definícióját, valamint a képek küldéséhez és fogadásához szükséges TCP/IP-alapú hálózati részt is. Itt most a fájlformátumának egy gyors áttekintését végezzük el. A leírás nem teljes, részletesebb információk a DICOM szabványban találhatók [2].

A DICOM reprezentációban minden pácienshez több *vizsgálat*, vizsgálatonként több *sorozat*, sorozatonként több képszelet is tartozhat. A képszeletek különálló fájlokban, de azonos könyvtárban kerülnek tárolásra. Az összetartozó adatok leválogatására egyedi páciens, vizsgálat és sorozat azonosítók szolgálnak, amelyet minden fájl kötelezően tartalmaz.

Egy DICOM fájl *csoportok* sorozatából áll. A csoportok egymáshoz logikailag kapcsolódó információkat, *elemeket* tartalmaznak. A csoportok és elemek egyedi azonosítására 2 bájt hosszúságú számok szolgálnak, ezeket 16-os számrendszerben írják le.

6.1. táblázat. Néhány fontosabb DICOM csoport

Azonosító kód	Leírás
0x0002	Fájl meta elemek
0x0008	Vizsgálat információk
0x0010	Páciens információk
0x0018	Képkészítés körülményei
0x0028	Kép információk
0x7FE0	Kép intenzitásértékei

A fájlban az adatok bináris formában kerülnek tárolásra. Minden csoport első (0x0000 kódú) eleme a csoport hosszát tárolja bájtban. Így a beolvasáskor lehetőségünk nyílik átugrani azokat a csoportokat, amelyek tartalma érdektelen a számunkra.

Az elemek különféle reprezentációjú adatokat (egyedi azonosító, sztring, decimális szám, binárisan kódolt lebegőpontos szám, stb.) tartalmazhatnak. Az egyes csoport-elem párokra a DICOM szabvány egyértelműen definiálja a reprezentáció típusát, de explicit érték-reprezentáció esetén maga a DICOM fájl is leírja ezeket 2 bájtos VR (Value Representation) azonosítókkal.

A mellékelt példa egy CT felvétel egy képszeletének legfontosabb dekódolt fejléc információit tartalmazza. A teljes lista a függelékben megtekinthető. Figyeljük meg, hogy a páciensre vonatkozó privát elemek anonimizálásra kerültek.

```
(0010,0010) PN Patient's Name (16): ??????????????????
(0010,0020) LO Patient ID (8): ?????????
(0018,0050) DS Slice Thickness (8): 3.000000
(0018,1100) DS Reconstruction Diameter (14): 480.0000000000
```

(0020,000d) UI Study Instance UID (48):
1.2.840.113619.2.1.1.322986825.674.993564792.356
(0020,000e) UI Series Instance UID (48):
1.2.840.113619.2.1.1.322986825.674.993564792.358
(0020,0013) IS Image Number (2): 45
(0020,0032) DS Image Position (Patient) (36):
-234.500000\ -240.000000\104.000000
(0020,1041) DS Slice Location (14): 104.0000000000
(0028,0010) US Rows (2): 512 (0028,0011) US Columns (2): 512
(0028,0030) DS Pixel Spacing (26): 0.9375000000\0.9375000000
(0028,0100) US Bits Allocated (2): 16
(0028,0101) US Bits Stored (2): 16
(0028,0102) US High Bit (2): 15
(0028,0103) US Pixel Representation (2): 1
(0028,1052) DS Rescale Intercept (6): -1024
(0028,1053) DS Rescale Slope (2): 1
(7fe0,0000) UL Group 7FE0 Length (4): 524296
(7fe0,0010) OX Pixel Data
(524288): Data starts at position 1382

7. fejezet

Orvosi algoritmusok

Az orvosi képek leggyakoribb szerepe a diagnózis megállapításában van. Az orvos megjeleníti a képet és áttanulmányozza azt, majd a tapasztalata alapján döntést hoz. Bonyolultabb, nem egyértelmű esetekben további vizsgálatokra, más képalkotó berendezés használatára is szükség lehet.

A képek megjelenítése mellett azokon további műveletek, pl. kvantitatív mérések végezhetők, több kép esetén felmerülhet az igény a közös térben, egymásra vetítve történő megjelenítésre, valamint szükséges lehet a képpontok osztályozására aszerint, hogy melyik szervhez tartoznak. A felsorolt feladatok összetett műveleteket, algoritmusokat igényelnek. A továbbiakban két fontos területet ismertetünk részletesebben, az orvosi képek regisztrációját és szegmentációját. Mindkét területhez alapos és átfogó összefoglaló munkák születtek [3, 30, 77].

7.1. Orvosi képregisztráció

A képfeldolgozás számos problémájának megoldásakor szükség van olyan módszerre, ami különböző nézőpontból, különböző időpontban, vagy különböző képalkotó berendezésekkel készült képeket egymással fedésbe hoz. Az előző fejezetben tárgyaltaknak megfelelően jelölje X a vizsgált tárgyat, valamint A és B jelölje a 2D vagy 3D képeket, amelyeket ugyanazzal, vagy más képalkotó berendezéssel készítettünk X -ről. A képek általában más látómezővel rendelkeznek, így az Ω_A és Ω_B képtartományok különbözők lesznek:

$$\begin{aligned} A &: x_A \in \Omega_A \mapsto A(x_A), \\ B &: x_B \in \Omega_B \mapsto B(x_B), \end{aligned}$$

ahol $A(x_A)$ és $B(x_B)$ az x_A illetve x_B térbeli pozícióhoz tartozó intenzitásértékeket jelöli. Az intenzitásértékek valamilyen mérhető anyagi jellemző értéket reprezentálnak X térbeli pozícióiban. Ilyen például a röntgensugarak elnyelődési tényezője CT képek esetén, protonok állapotváltozásai a mágneses mező tulajdonságainak változásakor MR képek esetén, radioaktív jelzőanyagok szervezetbeli eloszlása SPECT és PET képalkotáskor, illetve a látható fény intenzitása fényképkészítéskor. Mivel A és B képek ugyanazt a tárgyat ábrázolják, így az A és B térbeli pozíciói között kapcsolatot van: a tárgy egy tetszőleges $x \in X$ pontja az A képen x_A helyen, a B képen x_B helyen jelenik meg. A regisztráció célja annak a geometriai transzformációnak a megkeresése, amely x_B pozíciókat a megfelelő x_A -beli pozíciókba képezi le

a számunkra érdekes képtérben, amely jelentheti például az A kép teljes képterét vagy akár a két képtér metszetét, átfedő részét is. Ez az átfedő rész az A és B képektől, valamint a T transzformációtól függ:

$$\Omega_{A,B}^T = \{x_A \in \Omega_A \mid T^{-1}(x_A) \in \Omega_B\}.$$

Tetszőleges T transzformáció esetén a diszkrét Ω_A és Ω_B képterek metszete üres lehet, amennyiben a rácspontok nem kerülnek pontosan egymásra. Ennek áthidalására a B kép intenzitásértékeit újra kell mintavételeznünk Ω_A pontjaiban. A legegyszerűbb újramintavételezési módszer az Ω_B legközelebbi rácspontjához tartozó értéknek a felhasználása. Lineáris vagy akár összetettebb interpolációs módszerek szintén használhatók (pl. köbös konvolúció, B-Spline). A továbbiakban jelölje $\mathcal{T}$ azt a transzformációt, amely a térbeli pozíciót és a hozzá rendelt intenzitásértéket együttesen képezi le, valamint legyen B^T az Ω_A rácson újramintavételezett B kép.

Regisztráció kapcsán három egymásra épülő feladatot különböztethetünk meg.

- *Képregisztrációnak (image registration)* nevezzük a *bázis-* vagy *referenciakép* és az *illesztendő kép* közötti legjobb fedést biztosító geometriai transzformáció meghatározását.
- A *képillesztés (image matching)* feladata a regisztráció során megtalált transzformáció alkalmazása az illesztendő képre, vagyis az *illesztett kép* előállítása.
- A *képfúzió (image fusion)* alkalmazásával a referencia- és az illesztett képből egy új képet állítunk elő, amelyen a képek eltérései, illetve az egymást kiegészítő képtartalmak együttesen vizsgálhatók.

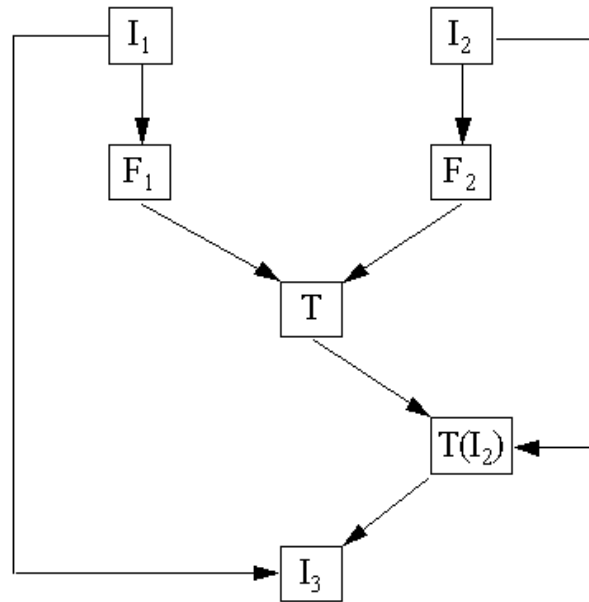
Mint látható, az illesztés feltételezi a regisztrációt, a képfúzió pedig a regisztráció és az illesztés előzetes végrehajtását.

Regisztrációs probléma nem csak képi adatok között merülhet fel. Amennyiben olyan tárgyról készül a felvétel, amelynek a pontos geometriai modelljét is ismerjük, a kép és a modell között is kapcsolatot tudunk teremteni. Orvosi területen a műtétségrehajtás igényel rendszerint ilyen megközelítést, például a műtét előtt a betegről készült kép és a műtőeszköz modelljének együttes megjelenítése céljából. Ezek alapján megfogalmazhatjuk a regisztráció általános definícióját.

- A regisztráció feladata a különböző forrásokból származó képi és/vagy geometriai információtartalmak közötti geometriai kapcsolat megteremtése.

Az 7.1. ábra a regisztrációt, az illesztést és a fúziót egyaránt tartalmazó eljárás fő lépéseit mutatja be. Nem feltétlenül van szükségünk minden esetben mindhárom lépés végrehajtására. Bizonyos feladatoknál elegendő lehet csak a legjobb illesztést biztosító transzformáció meghatározása, vagy ezen túl az illesztés végrehajtása. Megjegyezzük, hogy a regisztrációs lépés gyakran nem közvetlenül a bemeneti adatokkal, hanem egy előfeldolgozó lépés keretében előállított képi vagy geometriai jellemzők halmazával dolgozik. A jellemzőkkel és kivonásukkal a következő alfejezetben foglalkozunk részletesebben.

A képek közötti különbségek három típusát különböztetjük meg.



7.1. ábra. Egy regisztrációs eljárás fő lépései. Az I_1 referencia- és az I_2 illesztendő információtartalmakból kinyerjük az F_1 és F_2 jellemzőket. Ezek felhasználásával kiszámítjuk a legjobb illesztést biztosító T transzformációt (regisztráció). A T geometriai transzformációt alkalmazzuk I_2 -re (illesztés). Az illesztett adatokból egy új I_3 adatot állítunk elő, ahol a közöttük található eltérések, illetve az egymást kiegészítő információtartalmak vizsgálhatók (fúzió).

- A legegyszerűbb esetben a képek között *csak térbeli eltérés van*, maga az objektum változatlan. Ilyen esetekben a geometriai eltérés általában jól számítható.
- A második típus esetén a *felvételek készítésének körülményei változnak*, például a képalakító berendezés pozíciófüggő nemlineáris torzítást okoz a kép intenzitásértékein (ugyanazon szövet a kép különböző részein más intenzitásértékkel jelenik meg), a vizsgált objektum más állapotban van a két vizsgálat alatt (például normál és terheléses vizsgálatok, kontrasztanyag használata) vagy más-más képalakító berendezéssel készültek a képek. Az ebből fakadó különbségeket általában nehéz modellezni.
- A harmadik típus a legbonyolultabb, ekkor ugyanis maga a *vizsgált objektum változik meg* (például daganat eltávolítása előtt és után készültek a felvételek, vagy agyi struktúrák időbeli változásait figyeljük). Ebben az esetben a regisztráció célja ezen változások detektálása, megfigyelése, így ezeket a különbségeket nem szabad eltüntetni a regisztráció során.

A regisztrációs, képfúziós technikák egyik fontos alkalmazási területe az orvosi képfeldolgozás. A különböző időpontokban készített felvételek illesztésével lehetőség van pl. egy daganat méretváltozásának megfigyelésére, a különböző képalakító berendezések képeinek fúziójával pedig pl. az anatómiai és a funkcionális képek együttes megjelenítése pontosabb diagnosztikai információt biztosít, illetve segíti a műtét és a terápia tervezését. Műtétvégrehajtás közben a betegről készült kép és a műtőeszköz modelljének együttes megjelenítésével

az eljárás vezérelhető illetve ellenőrizhető. Több alapos áttekintő cikk is megjelent erről a területről [35, 54, 57, 59].

Regisztrációs módszerek fontosak még a légi- és műholdfelvételek feldolgozásakor (geológia, urbanisztika, célazonosítás), illetve a számítógépes látás egyes feladataiban (mélységi információ számítása sztereoképekből, képszegmentálás, mozgáselemzés) is [8]. A továbbiakban orvosi képregisztrációhoz használható módszereket ismertetünk, de közülük több sikeresen alkalmazható más területeken is.

7.1.1. Regisztrációs algoritmusok fő komponensei

Bár a regisztrációs problémák igen változatosak lehetnek és sokszor egyedi megközelítést igényelnek, a legtöbb módszer jellemezhető a következő négy komponens megválasztásával [8]:

- A *keresés tere* az illesztéshez használt geometriai transzformáció típusát határozza meg. A keresési tér dimenziója a keresett transzformáció szabad paramétereinek számával egyezik meg, ebben a térben kell az optimális pontot megkeresni.
- Meg kell határoznunk, hogy a megfelelő illesztést biztosító transzformáció kereséséhez milyen jellemzőket használunk fel, vagyis meg kell adni a jellemzők terét (*feature space*). A jellemzők alkalmas megválasztásával a feldolgozandó adatmennyiség radikálisan csökkenthető, így felgyorsítható a keresés. Ehhez természetesen szükséges az, hogy a kinyert jellemzők relevánsak legyenek, vagyis jól jellemezzék az eredeti adatot.
- A *hasonlósági mérték* olyan függvény, amely tetszőleges transzformációs paraméterek esetén (vagyis a keresés terének bármely pontjára) megadja, hogy az adott transzformáció „milyen jól” illeszti a bemeneti adatokat. A regisztráció feladata ezen függvény (globális) maximum- vagy minimumhelyének meghatározása.
- A *keresési stratégia* a hasonlósági mérték globális optimumának meghatározására alkalmazott módszert jelenti.

Keresési tér

A képek és/vagy geometriai információtartalmak közötti geometriai kapcsolatot *geometriai transzformáció* segítségével adhatjuk meg. A keresési tér dimenzióit a geometriai transzformáció szabad paraméterei alkotják. Ebben a térben kell az optimális pontot (vagyis transzformációt) megkeresni, ami a legjobb illeszkedést biztosítja.

A geometriai transzformáció egy $T : D \rightarrow R$ leképezés, ahol $D \subseteq \mathbb{R}^m$, $R \subseteq \mathbb{R}^n$ és $m, n \geq 1$. Az $m > n$ eseteket vetítő transzformációknak nevezzük, vagyis a transzformáció hatására dimenzióvesztés következik be. Ilyen például a 3D tájról készült 2D fotó készítése is. Ha $m=n$, akkor normál transzformációról beszélünk¹.

A T geometriai transzformáció elvileg tetszőleges lehet, a gyakorlatban azonban célszerű a képek/objektumok közötti geometriai különbségnek legjobban megfelelő *megszorításokat*, *kényszerfeltételeket* bevezetnünk. Néhány példa:

¹A transzformáció ilyen esetben is okozhat dimenzióvesztést, amennyiben elfajul.

- T legyen invertálható.
- T legyen diffeomorfizmus: invertálható, differenciálható, és az inverze is differenciálható. „Sima”, vagyis nem okoz „szakadást” és „gyűrődést”.
- T lineáris: előáll a koordináták lineáris kombinációjából + eltolásból.
- T őrizze meg a pontok közötti távolságokat (merev-test transzformáció).

Egy geometriai transzformációt megadhatunk *parametrikus* formában, vagyis az egyes pontokhoz rendelt új koordinátát egy véges, általában a pontok számánál jóval kevesebb számú paraméterrel rendelkező képlettel adjuk meg (például transzformációs mátrixszal vagy véges számú alapfüggvény súlyozott összegeként). ϕ megszorításait ilyenkor a képlet implicit módon tartalmazza. A *nem-parametrikus* esetben minden egyes ponthoz egyenként adjuk meg képének koordinátáit eltolási vektorokkal, így egy ún. *elmozdulási mezőt* definiálunk. Ekkor rendszerint kényszerfeltételeket vezetünk be az elmozdulási mező elemeire, amely általában valamilyen fizikai modellre épül. Ezt a lépést *regularizációnak* nevezzük. Ez utóbbi megadási mód csak véges méretű diszkrét digitális képek esetében használható.

Képjellemzők tere

15–20 évvel ezelőtt a tárolókapacitás szűkössége és az akkori processzorteljesítmény miatt különösen fontos volt, hogy a nagy méretű képek ne közvetlenül kerüljenek illesztésre, hanem a radikális méretcsökkenéssel járó releváns jellemzők kivonása segítségével. Manapság a bemeneti adatokat közvetlenül felhasználó módszerek is igen népszerűek.

A képi jellemzők lehetnek *külsők* (*extrinsic*) vagy *belső* (*intrinsic*). A külső jellemzők mesterségesen kerülnek a képre, kifejezetten a regisztráció elősegítésére, míg a belső képjellemzőket magából a képtartalomról származtatjuk.

A regisztráció megkönnyítése céljából a mesterségesen a képhez adott külső képjellemzők a képeken rendszerint jól láthatók, akár automatikusan meghatározható a helyzetük. Általában nagy pontosságot igénylő, például számítógéppel támogatott idegsebészeti beavatkozásokhoz, illetve anatómiai és funkcionális képek illesztésekor használják. Ez utóbbi esetben a funkcionális képen gyakran nehéz jól azonosítható anatómiai pontokat találni. A legnagyobb pontosságot a csontba rögzített markerek adják, azonban ezek nagyon kényelmetlenek a beteg számára. A bőrhez, fogakhoz rögzített markerek nem okoznak ilyen problémát, viszont könnyen elmozdulhatnak, rontva ezzel az illesztés pontosságát.

A külső képjellemzőkre épülő algoritmusok legnagyobb problémája az, hogy nem retrospektívek, vagyis csak azokat a képeket lehet így illeszteni, amelyek a markerek eltávolítása előtt, tehát egy rövid időintervallumban készültek. Pár hónap múlva egy ellenőrző vizsgálatkor nem lehet pontosan ugyanúgy visszahelyezni a markereket, így más módszer szükséges a képek összehasonlításához.

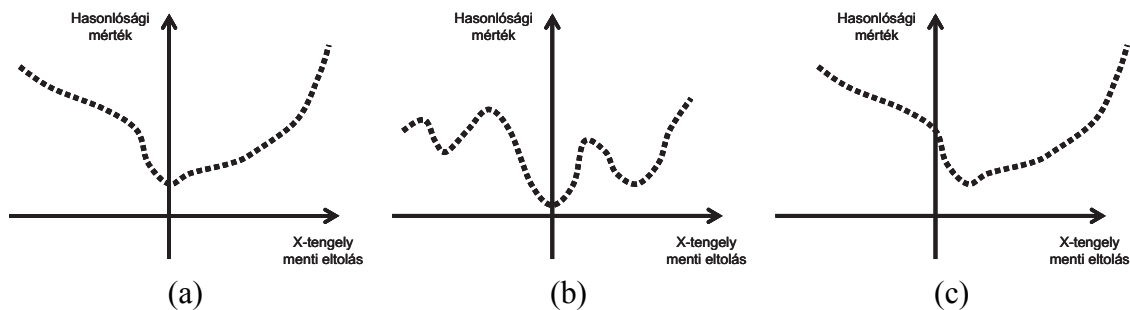
Egy érdekes megoldás ilyen esetekre a fejrögzítő használata a képalkotáskor. A beteg felfekszik az asztalra és első alkalommal egy lágy, de gyorsan szilárduló műanyag hálót helyeznek a fejére, amelynek a széle az asztalhoz mereven rögzíthető. Pár perc után, a megfelelő szilárdság elérésekor készül el a felvétel. A következő alkalmakkor úgy fektetik a beteget az

asztalra, hogy a merev háló pontosan illeszkedjen a fejhez és rögzítse azt. Ez a módszer ugyanazon képalkotó berendezéssel készült képek esetén alkalmazható, és mivel a fej a maszkhoz képest kis elmozdulásokra képes lehet, illesztési pontatlanság felléphet. Nincs viszont szükség regisztrációs algoritmusra, az így készült képek közvetlenül egymásra vetíthetők.

A belső képjellemzőket a beteg anatómiáját, szerveinek működését megjelenítő képtartalomról származtatjuk. Ilyen belső képjellemzők lehetnek például jól azonosítható anatómiai pontok, határvonalak, felszínek, objektumok, vagy akár a kép intenzitásai is közvetlenül felhasználhatók.

Hasonlósági mérték

A hasonlósági mértékekkel szemben támasztott legfontosabb kritérium az, hogy a globális optimumát ott (vagy attól még elfogadható távolságban) érje el, ahol a két adat valóban legjobban fedi egymást. A keresés szempontjából hasznos, ha csak egy globális optimuma létezik, lokális optimumok pedig nem fordulnak elő. Ez utóbbi valós orvosi képek esetében nem igazán valószínű, a lokális optimumok elkerülése ekkor a keresési stratégia (az optimalizáló módszer) feladata lesz. A 7.2. ábra három képzeletbeli 1-dimenziós hasonlósági mértéket mutat be.



7.2. ábra. Fiktív 1D hasonlósági mértékek értékei a paraméter (X-tengely menti eltolás) változásának függvényében. Egy ideális (a), egy valós életben általában előforduló (b), és egy használhatatlan (c) hasonlósági mérték. Feltételezzük, hogy a valós illeszkedés az origóban a legjobb.

Az (a) mérték lenne a legkönnyebben használható, de a gyakorlatban csak speciális feladatok esetén sikerül ilyen típusút megadni. A (b) mérték már jobban közelíti a valós eseteket. Rendelkezik lokális optimumhelyekkel, de a globális optimuma egyszeres és azt a megfelelő helyen veszi fel. A (c) mérték optimumának meghatározása könnyű, viszont azt nem a valós illeszkedésnek megfelelő pont környezetében veszi fel, így felhasználásával hibás eredményt kapunk.

Kinyert geometriai képjellemzők esetén (pontok, határvonalak, felszínek) azok valamilyen távolságfogalmon alapuló illesztése a leggyakoribb. Ilyen távolságdefiníció lehet például az euklideszi legkisebb négyzetes eltérés, a Hausdorff, vagy a Chamfer távolság. A képpontok intenzitásértékén alapuló mértékek is széles körben használatosak. Ezek az egymással fedésbe kerülő képpontpárok hasonlóságát mérik. A 7.1.3. alfejezetben ismertetünk néhány gyakran használt ilyen mértéket.

Keresési stratégia

A függvények optimalizálása a regisztrációnál jóval nagyobb tudományterület, ennek összefoglalását itt nem kíséreljük meg. Általában egy jó tulajdonságokkal rendelkező, a feladat számára megfelelő klasszikus eljárást választunk.

Kinyert geometriai jellemzők esetén az optimális transzformáció gyakran egy direkt módszerrel közvetlenül megkapható. Bonyolultabb esetekben pl. iterációs módszerek, dinamikus programozási technikák, illetve ún. „durvától a finomig” többfelbontású kereső módszerek alkalmazhatók.

7.1.2. A regisztrációs algoritmusok csoportosításai

A regisztrációs problémák megoldásai nagyon szerteágazók, többféle szempont szerint csoportosíthatjuk ezeket az algoritmusokat [57]. A négy fő komponens megválasztása mellett további jellegzetességeket emelünk ki a most következő részben.

Vizsgálhatjuk például azt, hogy az algoritmus igényel-e felhasználói beavatkozást, ha igen, akkor milyen jellegűt. A *manuális módszerek* esetében általában egy képmegjelenítő szoftver áll rendelkezésre, az optimális transzformációt a felhasználó határozhatja meg a transzformáció paramétereinek közvetlen elérésével és változtatásával. *Interaktívnak* vagy *félautomatikusnak* nevezünk egy módszert, ha a felhasználó inicializálja az algoritmust képjellemzők kivonásával, például egymásnak megfeleltethető pontok, kontúrok vagy felszínek kijelölésével és ezek optimális illesztését határozza meg a módszer. Az *automatikus módszerek* nem igényelnek felhasználói beavatkozást.

A manuális módszer alkalmazása elég nehézkes és időigényes, különösen 3-dimenziós képek esetén. A félautomatikus módszerek megbízhatóak és gyorsak, orvosi képek esetében viszont a képjellemzők kivonása tapasztalt, szakértő radiológust igényel, a kijelölés pedig akár 10–30 percet is igénybe vehet. Az automatikus módszerek a felhasználó szempontjából a legegyszerűbben használhatók, viszont minden esetben szükség van a regisztráció eredményének vizuális ellenőrzésére, mivel csak a képi információtartalom alapján a módszerek gyakran nem képesek a nyilvánvalóan rossz eredmények kiszűrésére sem. Nagy képméret és/vagy bonyolult transzformációtípus esetében a futásidő nagyon nagy is lehet (akár több óra, vagy több nap is).

A képek forrásai alapján a regisztrációs probléma *egymodalitásos (unimodal)*, ha az illesztendő képek ugyanabból a képkötő berendezésből származnak és ugyanarról betegről készültek. Különböző időpontokban, például műtét előtt és után készült képek, illetve normál és terheléses, kontrasztanyagot vizsgáló összehasonlításra használják. *Többmodalitásos (multimodal)* probléma esetén a különböző berendezésekből származó, egymást kiegészítő képtartalmak egyesítése a cél. Ezek mellett megkülönböztetünk egy beteghez tartozó (*intra-patient*), valamint különböző beteg közötti (*interpatient*) regisztrációt. Ez utóbbit gyakran ún. *standardizált atlasz* készítésére használják.

7.1.3. Klasszikus módszerek

A regisztrációs probléma megoldására számos megközelítés született az elmúlt évtizedekben. Ezek egy része általánosan felhasználható szélesebb körben is, könnyen a saját igényeinknek

megfelelőre szabhatjuk őket. Ezek közül a klasszikus megközelítések közül mutatunk be néhányat a most következő részben.

Ponthalmazok illesztése

A pontok általánosan használt képjellemzők valós orvosi regisztrációs problémákban. Egy általános pont-alapú módszer a következő lépésekből áll: először kijelöljük a pontokat a képeken, majd meghatározzuk, hogy az illesztendő képen kijelölt pontokhoz a báziskép melyik kijelölt pontja tartozik, végül az egymásnak megfeleltetett pontpárok felhasználásával kiszámítjuk a legjobb illesztést biztosító transzformációt:

$$D_P(T) = \sum_{i=1}^K \|x_i - T(y_i)\|^2.$$

A pontok meghatározása lehet manuális, félautomatikus vagy teljesen automatikus. A *manuális módszer* általánosan használható regisztrációs feladatok megoldására, ugyanis ekkor a pontok kijelölése és párosítása a felhasználó feladata. A regisztrációs algoritmusnak nem kell a kép intenzitásaival dolgozni, azokat értelmezni, így szinte tetszőleges képi adat esetén használható. A kijelölt pontok száma általában kevés, 4–20 között mozog. Hátránya, hogy orvosi képek esetén a munka szakértő radiológust igényel, időigényes, valamint a képpontok nem mindig jelölhetők ki elegendő pontossággal.

Hartkens és Rohr javított, félautomatikus módszert javasol ezen problémák kezelésére [31]. A kiválasztott pont egy adott, például $7 \times 7 \times 7$ méretű környezetében 3-dimenziós sarokpont detektáló algoritmus segítségével tovább finomítják a kijelölést. Az adott térrészben természetesen akár több esélyes pont is előfordulhat, a legvalószínűbb párosítás megtalálása is az algoritmus feladata.

A felhasználó számára a legkényelmesebb, ha a pontok kijelölése sem igényel semmilyen beavatkozást, vagyis a módszer teljesen *automatikus*. A sarokpont detektáló algoritmusok ekkor a teljes képen végigfutnak, különböző, akár nagy számú ponthalmazokat adva eredményül. Előfordulhatnak olyan pontok is, amelyeket nem lehet párosítani. A pontpárok meghatározása ekkor igen összetett feladat lehet. Goshtasby invariancián, klaszterezésen és képkoherezencián alapuló algoritmusokat foglal össze a párosításra [27].

A automatikus kijelölés esetén kulcsfontosságú szerepet tölt be a sarokpontokat detektáló algoritmus. Ennek a képek között feltételezett geometriai deformációval szemben invariánsnak kell lennie, valamint robusztusnak kell lennie a képeken található zajterheléssel szemben. Orvosi képek esetében Hartkens és Rohr a cikkükben összehasonlított 9 sarokpont detektáló algoritmus közül az elsőrendű parciális deriváltakra épülőket találta a legmegfelelőbbnek.

Amennyiben az automatikusan detektált pontok nem sarokpontok, hanem például kontúrok vagy felszínek, de különálló pontok halmazaként reprezentáljuk őket, akkor lehetőségünk van kontúr- illetve felszínillesztő algoritmusok használatára is.

Kontúr- és felszínillesztés

Különösen az 1980-as években illetve az 1990-es évek első felében örvendtek nagy népszerűségnek a kontúr- illetve felszínillesztő algoritmusok. Az akkori számítógépek – a maiak telje-

sítményéhez viszonyítva – kis memóriamérete és gyenge számítási kapacitása miatt szükség volt a képi adat nagymértékű csökkentésére. A pontpárok kijelölésével összemérhető időigényű, egymásnak megfeleltethető kontúrok illetve felszínek félautomatikus vagy automatikus meghatározása hatékony és elfogadható pontosságú módszerek kidolgozását tette lehetővé.

A kontúrok és felszínek reprezentációja többféle lehet. Megadhatjuk például pontfelhőkkel, kontúr mentén elhelyezkedő pontokkal és az őket összekötő egyenes szakaszokkal vagy spline-okkal, a felszínen elhelyezkedő pontok által kifeszített hálóval, de akár geometria modellel is, amennyiben azt pontosan ismerjük. Nehézséget jelent, hogy a kontúr/felszínpontok közötti párosítás nem ismert, ezt a megoldás keresésének iterációs lépéseiben becsülni kell. Az általános felszínillesztő hasonlósági mérték az alábbi:

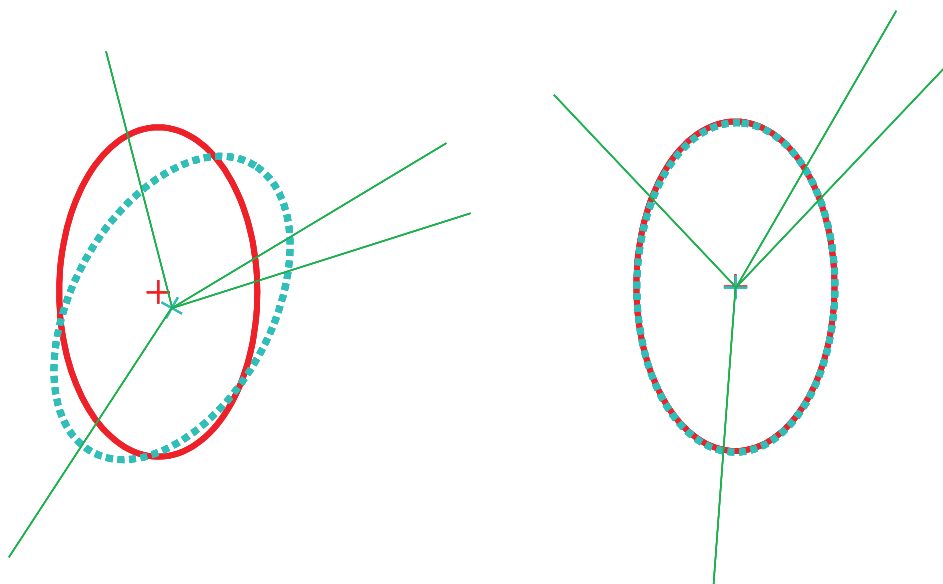
$$D_S(T) = \sqrt{\sum_{i=1}^K \|x_i - P(T(Y), x_i)\|^2}.$$

Itt a $P(.,.)$ függvény feladata a párosítás becslése, megvalósítása az adatrepresentációtól függ. Lehet például az x_i ponthoz legközelebbi pont a transzformált Y pontfelhőben, vagy ha az Y háromszöghálót jelent, akkor az x_i -hez legközelebbi pont a háromszögháló felszínén.

Ezen módszerek legnagyobb problémája az egymásnak meg nem feleltethető felszín darabokból fakad. Az eltérő részek „elhúzzhatják” a felszíneket egymástól. Ilyen eltérések adódhatnak szegmentálási hibákból, de okozhatja az objektum megváltozása is a két képalkotás között (pl. szerv természetes deformációja vagy műtét). Egy lehetséges megoldás az lehet, ha tudunk becslést adni az eltérés mértékére, akkor a hasonlósági mérték kiértékelésekor az egymástól legtávolabb kerülő pontpárok adott százalékát kiszűrjük.

Az alábbiakban három klasszikus felszínillesztő algoritmust mutatunk be.

„Kalapot a fejre (*Head-Hat*)” algoritmus



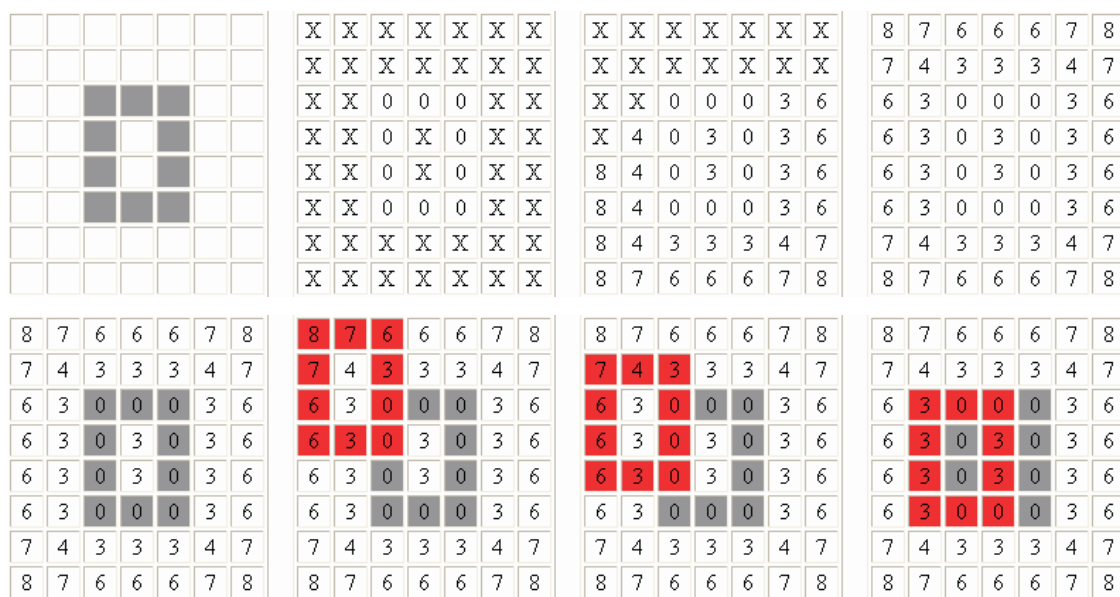
7.3. ábra. „Kalapot a fejre” algoritmus. A kiinduló állapot (balra) és az optimális illesztés (jobbra).

Pelizzari dolgozta ki MR-PET agyfelvételek merev illesztésére 1989-ben [66]. Mindkét képből ki kell nyerni ugyanazon felszínt, a nagyobb felbontású képet (az MR-t) zárt kontúrok sorozataként, a gyengébbet (PET) pontok sorozataként reprezentálja. Első lépésként a két halmaz súlypontja kerül meghatározásra, a kiindulási transzformáció az ezeket egymásba juttató eltolás lesz. A súlypontból a pontokon keresztül húzott félegyenesek elmsztzik valamelyik zárt kontúrt, ezen pontpárok négyzetes távolságösszege adja a felszínek távolságát. A hasonlósági mérték optimumának meghatározására a Powell-módszert használták [69].

A módszer nehézkesen használható. Az egymásnak megfeleltethető felszínek kinyerése félautomatikus módszerrel akár 20–30 percet is igénybe vehet. Ezen előkészítés után a transzformáció keresése pár másodpercig tart. Csak zárt, gömbszerű felszínek illesztésére használható, viszont lényeges, hogy az alakzat ne legyen forgásszimmetrikus.

Távolságtérkép-alapú illesztés

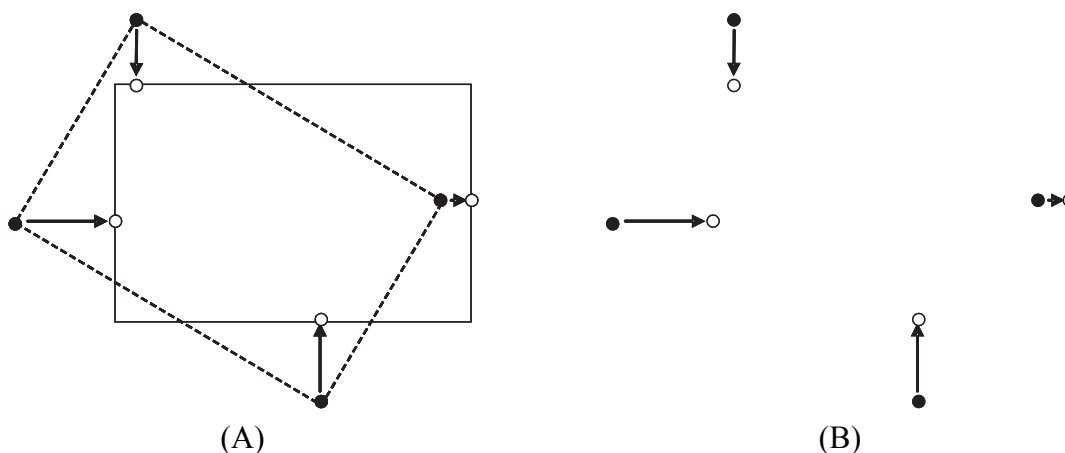
Az előző módszernél minden egyes transzformáció esetén újra kell számolni a pontok és a felszín távolságát. A távolságtérképen alapuló módszer esetében ez a számítás egyszer, egy előkészítő lépés keretében kerül végrehajtásra: minden egyes képponthez hozzárendelődik a legközelebbi felszínponttól mért valamilyen mérték szerinti távolsága Euklideszi távolság helyett célszerű diszkrét távolságokat (például a pontok közötti négy- illetve nyolc-összefüggő utak hossza, Chamfer-távolság) választani. A Chamfer-távolság alkalmazása egyrészt azért előnyös, mert egész aritmetikát használ és alkalmazásával az Euklideszi távolság jól közelíthető, másrészt számításához rendelkezésre áll egy gyors, tetszőleges dimenzióban lineáris idejű algoritmus [5]. A kontúrok közötti távolság ekkor például az illesztendő kontúr aktuális pontjaihoz tartozó távolságértékek négyzetes összegeként áll elő (7.4. ábra). A hasonlósági mérték optimalizálásához tetszőleges numerikus módszert lehet használni.



7.4. ábra. Illesztés távolságtérkép használatával. Távolságtérkép számítása a szürke színnel ábrázolt kontúrhoz előre- és visszairányuló pásztázással (felső sor), valamint egy illesztendő piros színű kontúr mozgása (alsó sor). A kontúrok távolság rendre 288, 191 és 54.

Iteratív legközelebbi pont módszer

Az egyik legnépszerűbb felszínillesztő technika a számítógépes látás feladataiban és az orvosi képek illesztésekor az iteratív legközelebbi pont (*ICP – Iterative Closest Point*) módszer. Besl és McKay publikálta 1992-ben [4], azóta számos módosított változata jelent meg. Egy objektum pontosan ismert geometriájú modellje és a róla készült mérési eredmény illesztésére dolgozták ki, de kis módosítással orvosi képek illesztésére is használható (ekkor ugyanis a modell is a mérési eredményből származik). Legfontosabb jellemzője, hogy a modell geometriáját többféle formában megadhatjuk (ponthalmazzal, háromszöghálóval, parametrikus felszínnel, stb.), a mérési eredményből kinyert felszínt pedig ponthalmazként ábrázoljuk. A módszer iteratív, egy iterációs lépés két lépésből áll. Először a mérési eredmény pontjaihoz megkeressük a modell felszínén található legközelebbi pontot, majd az így kapott egymásnak megfeleltett pontpárok felhasználásával, a pontillesztő módszereknél ismertett módon megkeressük a legjobb illesztést biztosító transzformációt (7.5. ábra). Az iteráció addig tart, míg a kívánt pontosságot, vagy a maximális iterációs lépésszámot el nem érjük.



7.5. ábra. Az ICP algoritmus egy iterációs lépése. A ponthalmazként megadott illesztendő kontúrhoz legközelebbi pontok keresése a modellen (A), majd az így előálló egymásnak megfeleltetett pontpárok illesztése (B).

Ahhoz, hogy a keresés kisebb eséllyel akadjon el lokális optimumokban, előfeldolgozó lépésként érdemes a kezdeti transzformációra valamilyen módon becslést adni. Ilyen előfeldolgozó lépés lehet például a súlypontokat egymásba juttató eltolás alkalmazása, főkomponens analízis által meghatározott tengelyek egymásba forgatása, vagy egyszerűen egy véletlenszerű kiindulási transzformáció választása. Ez utóbbi esetben érdemes többször is futtatni az algoritmust más-más kiindulási transzformációkkal és a legkisebb hibát okozó eredményt elfogadni.

Intenzitások hasonlóságán alapuló módszerek

Ezek a módszerek csak képek illesztésére használhatók, geometriai adatok nem kezelhetők velük. Az előző két megközelítéssel szemben nem igénylik jellemzők kinyerését az adatokból, akár változtatás nélkül képesek a képek intenzitásértékeivel dolgozni. Felhasználásuk az

utóbbi bő 15 évben terjedt el, a megfelelően nagy tárolási és számítási kapacitással rendelkező olcsó személyi számítógépek megjelenésével. Ezen módszerek kulcsa a *hasonlósági mérték*, amely az egymással fedésbe kerülő intenzitásértékek hasonlóságát jellemzi.

A hasonlósági mérték optimumát valamilyen ismert optimalizáló módszerrel keresik (lejtő módszer, Powell-módszer, stb.). A regisztráció sebességének növelése és a lokális optimumokban való elakadás esélyének csökkentése érdekében a képek többfelbontású (például Gauss) piramis reprezentációját is gyakran alkalmazzák [10]. Emellett szükség lehet a képek intenzitástartományának transzformációjára is. Bizonyos mértékek esetén az intenzitástartomány csökkentése szükséges például lineárisan (12 bitesről 8 vagy akár 6 bites méretre) vagy ablakozásos technikával (a tartomány egy részének kivágásával és lineáris transzformációjával).

A legegyszerűbb ilyen mérték az intenzitáskülönbségek abszolút (*SAD – Sum of Absolute Differences*) vagy négyzetes (*SSD – Sum of Squared Differences*) különbsége:

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_{x_A \in \Omega_A} \left(A(x_A) - B^T(x_A) \right)^2,$$

$$SAD = \frac{1}{N} \sum_{x_A \in \Omega_A} |A(x_A) - B^T(x_A)|.$$

Ezek a mértékek akkor optimálisak, ha a két kép csak legfeljebb normális eloszlású zajban különbözik egymástól.

A kereszt korreláció (*C - Cross Correlation*) és a korrelációs együttható (*CC - Correlation Coefficient*), ami az előbbi normalizált változata, a képek intenzitásértékei közötti $I_2 = a \cdot I_1 + b$ lineáris kapcsolatot is magában tudja foglalni:

$$C = \frac{1}{N} \sum_{x_A \in \Omega_{A,B}^T} A(x_A) \cdot B^T(x_A),$$

$$CC = \frac{\sum_{x_A \in \Omega_A} (A(x_A) - \bar{A}) \cdot (B^T(x_A) - \bar{B})}{\sqrt{\sum_{x_A \in \Omega_A} (A(x_A) - \bar{A})^2 \cdot \sum_{x_A \in \Omega_A} (B^T(x_A) - \bar{B})^2}},$$

ahol $\bar{A}$ és $\bar{B}$ a képek átlagintenzitását jelölik.

Az előző mértékek csak olyan képek esetén használhatók, amelyek ugyanazon képalkotó berendezésből származnak. Sokan próbálkoztak multimodális, vagyis más-más berendezésből származó képek illesztésére jól használható hasonlósági mértéket adni. A Woods által bevezetett „particionált intenzitás uniformitás” mérték (*PIU – Partitioned Image Uniformity*) volt az első, amelyet sikeresen tudtak MR-PET illesztésre használni, sőt erre a feladatra még ma is a legjobbak között tartják számon [86]:

$$PIU = \sum_a \frac{n_a}{N} \cdot \frac{\sigma(a)}{\mu(a)}$$

$$n_a = \sum_{\Omega_a} 1, \quad \mu(a) = \frac{1}{n_a} \cdot \sum_{x_A \in \Omega_a} B^T(x_A), \quad \sigma(a) = \sum_{x_A \in \Omega_a} \left(B^T(x_A) - \mu(a) \right)^2.$$

Az alapfeltételezés az, hogy egyfajta szövettípushoz egy jól meghatározható, természetesen képalkotó berendezésenként különböző intenzitásérték tartozik mindkét képen. A mérték azt vizsgálja, hogy az egyik kép egy adott intenzitásértékével milyen intenzitásértékek kerülnek párba a másik képről, ezen intenzitásértékek uniformitását méri és ezeket összegzi. A mérték nem szimmetrikus: a képek felcserélésével más eredményt kaphatunk.

Az igazi áttörést az intenzitások együttes előfordulási mátrixán alapuló mértékek hozták. A Wells és Viola, valamint Collignon és munkatársai által javasolt kölcsönös információtartalom (MI – *Mutual Information*), valamint a Studholme és munkatársai által javasolt normalizált kölcsönös információtartalom (NMI – *Normalized Mutual Information*) jól használható MR-CT és MR-PET illesztési problémák megoldására is [14, 80, 83, 84]. A mértékek számításához szükséges a képek entrópiájának és együttes entrópiájának meghatározása:

$$\begin{aligned} H(A) &= - \sum_a p_A(a) \cdot \log p_A(a), \\ H(B) &= - \sum_b p_B(b) \cdot \log p_B(b), \\ H(A, B^T) &= - \sum_a \sum_b p_{AB^T}(a, b) \cdot \log p_{AB^T}(a, b). \end{aligned}$$

p az egyes intenzitásértékek és intenzitásérték-párok relatív előfordulási valószínűségeit jelöli. Ezek alapján MI és NMI számítható az alábbi módon:

$$\begin{aligned} MI(A, B^T) &= H(A) + H(B) - H(A, B^T), \\ NMI(A, B^T) &= \frac{H(A) + H(B)}{H(A, B^T)}. \end{aligned}$$

Számos más, a képpontok együttes előfordulási mátrixán alapuló mértéket találhatunk Bro-Nielsen doktori disszertációjában [7].

7.2. Orvosi képek szegmentálása

Az elkészült orvosi képek megjelenítésével már sok diagnosztikai feladat ellátható. Ha a képeken kvantitatív méréseket, biomechanikai számításokat is végeznénk vagy összetettebb megjelenítést szeretnénk elérni, általában nem elegendők önmagukban az intenzitásértékek, szükségünk van azok osztályozására is.

Szegmentálás alatt a kép particionálását, részekre osztását értjük, jól meghatározott kritériumok alapján. Szegmentálás feladata lehet például az egyes szervekhez tartozó képpontrégiók meghatározása, betegségre specifikus területek detektálása.

Szegmentálás szükséges például besugárzástervezés esetén. A daganatos szövetek kezelésének egy lehetséges módja azok ionizáló sugárzással történő roncsolása. A sugárzás a környező szöveteket is éri, ezért rendszerint több irányból végeznek célzást, amelyek középpontjában a kérdéses terület található. A sugárzás hatása ott így összegződik. A terápia tervezésekor különösen fontos a célterület megfelelő detektálása, valamint azon szervek helyének meghatározása, amelyeket lehetőség szerint minél kisebb sugárzás kell érjen. Ilyen védendő területek pl. a szív, a gerincvelő, az artériák.

Orvosi képek szegmentálása igen összetett feladat. Különösen 3D képek esetén nagy mennyiségű információ áll rendelkezésre, a szervek közötti határok pedig sokszor nehezen detektálhatók. A szakértő által végzett manuális szegmentálás eredménye általában a legjobb, viszont rendkívül időigényes, vizsgálatonként akár több órahosszába is telhet. Kulcsfontosságú tehát az orvos munkájának számítógépes segítése. A módszereknél megfigyelhető a minél nagyobb automatizmusra való törekvés. Bizonyos feladatok esetén (pl. agyvizsgálatokon a szürke- és fehérállomány szétválasztása, vagy csontozat detektálása CT képeken) ez el is érhető. A legtöbb módszer azonban interaktív, az orvostól kisebb-nagyobb beavatkozást igényel. Szükség lehet például a módszer inicializálására pontok, ívek, térfogatrészek gyors kijelölésével; rész-eredmény ismeretében szegmentálási paraméterek változtatására, a módszer ismételt végrehajtására; illetve sok esetben a szegmentációs eredmény gyors és hatékony manuális módosíthatóságára, szerkeszthetőségére. Ez utóbbi funkcióra még az egyébként teljesen automatikus megközelítések esetén is szükség lehet, a szegmentálások hibára hajlamossága miatt.

A szegmentáló algoritmusok két fő csoportja a *régió-alapú* és az *él-alapú*. Az első egy homogenitási kritériumnak megfelelő, szomszédos képpontokat sorol egy osztályba. Ilyen kritérium lehet a hasonló intenzitásérték, textúrázottság. Az él-alapú módszerek az egyes régiók közötti határvonalakat, nagy intenzitáskülönbségeket keresik. Az összetettebb módszerek energiaminimalizáción alapulnak: lehetnek él-alapúak, amikor is az élek keresése mellett a határvonal alakjára adhatunk megszorításokat („sima” legyen), de akár a határvonal által közrezárt terület intenzitásértékeit is magukban foglalhatják.

7.2.1. Régió-alapú módszerek

A legegyszerűbb régió-alapú módszer a *(globális) küszöbölés*, amely egy bináris képet ad eredményül:

$$g(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{ha } f(i, j) \geq T, \\ 0 & \text{egyébként,} \end{cases}$$

vagyis az f képet előtér és háttér régiókba osztályozza. Jól meghatározott képalkotási protokoll esetén a T küszöbérték konstans lehet, vagy mivel rendkívül gyors műveletről van szó, akár interaktívan állítható és az eredmény rögtön megtekinthető. A módszer alkalmazási lehetőségei szűkösek, de alkalmas lehet pl. csontozat szegmentálásra röntgen vagy CT képeken. Figyelní kell viszont arra, hogy bélrendszerbe vagy a vérkeringésbe juttatott, nagy intenzitású kontrasztanyag is szegmentálásra kerül, amit detektálni kell. Ez különösen akkor nehéz feladat, ha a különböző szervekhez tartozó részek összeérnek egymással. Amennyiben a képen található objektumok intenzitástartományáról előzetesen ismerjük, hogy egy sötét és egy világos régióban találhatók, akkor a T értékét automatikusan is meghatározhatjuk *optimális küszöbölő* technikákkal. Olyan küszöbértéket kell keresni, amely az intenzitásértékek varianciáját maximalizálja az objektum és a háttér között. A módszer több küszöbérték detektálására is kiterjeszthető. *Lokális küszöbölés* esetén T értéke a kép egyes részein megváltozik, a képpont lokális környezetének megfelelően.

A *régiónövelő* módszerek esetében a szegmentálás a felhasználó által manuálisan kiválasztott vagy automatikus pontkereső eljárás által biztosított 1 vagy több pontból, ún. *magból* indul. Ezen pontok szomszédságát vizsgálva a *homogenitási kritériumnak* megfelelő pontok

hozzáadódhatnak a szegmentálási eredményhez. A módszer akkor fejeződik be, ha nem lehet több pontot hozzáadni a régióhoz. A homogenitási kritérium lehet rögzített, vagy a pontok hozzávétele után bizonyos paraméterei változhatnak is. Homogenitási kritérium lehet például a vizsgálat alatt álló pixel intenzitásértékének és a régió átlagintenzitásának eltérése: ha ez pl. a régió intenzitásértékeinek szórása kétszeresénél kisebb, akkor hozzáadódik a régióhoz, egyébként nem. A megközelítés hátránya, hogy a szegmentálás eredménye erősen függ a homogenitási kritériumtól, más pontokból elindított szegmentálás nem garantált, hogy egyező eredményt ad, valamint hasonló intenzitású szomszédos régiók esetén könnyen „átfolyás” alakulhat ki. Jól használható, ha a szomszédos régiók intenzitástartományja jelentősen eltér egymástól. További előnye, hogy összefüggő komponenseket ad eredményül, valamint könnyen implementálható. Hasonló ötleten alapulnak a *régiófelosztó* technikák: itt egy nagy régióból indulunk ki, és ebből kerülnek eltávolításra a homogenitási kritériumnak nem megfelelő részek. A régiónövelő és -felosztó technikák kombinálhatók is egymással.

A *vízválasztó* szegmentálás az alapötletét a topográfiából meríti. Hegyes vidéken a le hulló csapadék a hegygerinc két oldalán más-más vízgyűjtőkbe vezetődik el. A vízgyűjtő területeket ún. vízválasztó vonalak választják el egymástól, a módszer ezeket detektálja. A módszert szemléletesen úgy képzelhetjük el, hogy az intenzitásértékeknek domborzatot feleltetünk meg: a sötét intenzitások az alacsony, a világos intenzitások a magasabb felszín-pontokat jelentik. A legalacsonyabb intenzitásokban „kilyukasztjuk” a domborzatmodellt és vízbe mártjuk. A lyukakon befolyó víz feltölti a medencéket. Ahol két, egymástól független medence találkozik ott gátat emelünk, vagyis nem engedünk összefolyásokat. A domborzat teljes feltöltésével a gátak összessége adja a régiók határát. A módszer rendszerint erősen túlszegmentált eredményt, vagyis túlságosan sok régiót ad eredményül. Ez csökkenthető élkép készítésével és simítás alkalmazásával (a domborzat kisebb egyenetlenségeinek eltüntetésére), de így szükséges lehet a szomszédos régiók összeolvasztását lehetővé tenni utófeldolgozó lépésként.

Az előző módszerek határozott döntést hoznak minden egyes vizsgált képpont esetén arra vonatkozóan, hogy egy régióhoz tartoznak-e vagy sem. A képpontok közötti *fuzzy összekötetés* fogalmának bevezetésével lehetőség nyílik annak jellemzésére, hogy egyes képpontok *milyen mértékben tartoznak össze*. Jelölje $\mu(c, d)$ két képpont között a *fuzzy szomszédsági relációt* n -dimenzióban:

$$\mu(c, d) = \begin{cases} \frac{1}{1+k_1 \sqrt{\sum_{i=1}^n (c_i - d_i)^2}} & \text{ha } \sum_{i=1}^n |c_i - d_i| \leq n, \\ 0 & \text{egyébként,} \end{cases}$$

ahol k_1 nemnegatív konstans. $\mu(c, d)$ a $[0,1]$ intervallumból kap a távolság növekedésével csökkenő értéket, ami akkor különbözik nullától, ha a koordináták különbségösszege nem nagyobb n -nél, vagyis a képpontok egymás „közelében” helyezkednek el. A fuzzy kapcsolatban álló képpontok között $\psi \in [0,1]$ jelöli az összetartozásuk mértékét, amit *fuzzy affinitásnak* nevezünk. ψ definiálása alkalmazásfüggő, és kulcsfontosságú a sikeres szegmentálás eléréséhez. Megalkotásánál figyelembe vételre kerül a képpontok fuzzy szomszédságának mértéke, valamint az intenzitásértékek és egyéb, képi információból kinyert jellemzőik (pl. él információk).

Két tetszőleges, akár a kép átellenes pontjain található c és d képpont között $\pi = \langle c^{(0)}, \dots, c^{(N)} \rangle$

út vezet, ahol $c=c^{(0)}$ és $d=c^{(N)}$. Ezen az úton minden szomszéd között számítható $\Psi(c^{(n)}, c^{(n+1)})$ affinitás. Egy π út affinitását az úton található párok affinitásainak minimális értéke (a „leggyengébb láncszem”) jellemzi:

$$\Psi'(\pi) = \min_{0 \leq n \leq N-1} \Psi(c^{(n)}, c^{(n+1)}) .$$

Ez alapján a c és d képpontok közötti *fuzzy összeköttetést*

$$\mu_{\Psi}(c, d) = \max_{\pi \in M} \Psi'(\pi)$$

alakban kapjuk, ami a pontok között vezető összes lehetséges út halmazából (M) a maximális affinitás értékűt jelenti. Ez a keresés dinamikus programozással hatékonyan megoldható.

Az ún. *fuzzy összeköttetés alapú szegmentáláshoz* ki kell jelölnünk egy kiindulópontot, amely biztosan a szegmentálandó objektumhoz tartozik, majd minden más képponthoz meghatározásra kerül a fuzzy összeköttetés értéke. Így egy *fuzzy összeköttetési térképet* kapunk, aminek az értékei tehát azt jellemzik, hogy az egyes képpontok milyen mértékben tartoznak össze a kiindulási képponttal. A szegmentálás végeredményét ennek a térképnek a küszöbölésével kapjuk meg, rendszerint a küszöbérték interaktív kiválasztásával. Számos további változatát kidolgozták a fuzzy szegmentálásnak, ezeket itt nem tárgyaljuk.

7.2.2. Él-alapú módszerek

Képen ott érzékelünk éleket, objektumok között határokat, ahol a képpontok közötti intenzitáskülönbség elegendően nagy. Így él információt az $f(x, y)$ képfüggvényből a $|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$ gradiensének, vagyis az elsőrendű deriváltjának vizsgálatával kaphatjuk meg. A gradiens iránya (a „legnagyobb csökkenés” iránya) $\tan^{-1} \frac{G_y}{G_x}$ alakban áll elő, ahol G_x és G_y az x - és y -irányú gradienssek. Az él iránya erre a gradiensre merőleges. Élkeresésre a másodrendű derivált közelítése is felhasználható: ahol az elsőrendű derivált szélsőértéket vesz fel, ott a másodrendű derivált nulla és előjelet vált, ezeket a váltásokat kell detektálni. A másodrendű deriváltat *Laplace operátornak* hívjuk, jelölése $\nabla^2 f(x, y)$.

Diszkrét digitális képek esetében a gradienst és a Laplace operátort intenzitáskülönbségek számításával közelíteni tudjuk. Rendszerint konvolúciós maszkokat (pl. Roberts, Prewitt, Sobel, Frei-Chen; Laplace) alkalmazhatunk, majd az élkép küszöbölésével kaphatjuk meg az élék helyeit. Ezek a módszerek gyorsak, nagy problémájuk viszont, hogy az objektumok körüli határvonal általában nem folytonos, így az éldarabok összekötése, és így a régiók elkülönítése utófeldolgozó lépést is megkövetel. A egyszerű módszer az él *hiszterézis*, az élképen a képpontok lokális környezetének vizsgálata. Amennyiben egy képpont szomszédságában vannak elegendő mértékben egyező nagyságú és irányú gradienssek, akkor az adott pontot hozzávesszük az élhez. Egy élpont gradiense hiába nagy, ha az él megszakad, azt el kell nyomni: ha az él iránya egy pontban jelentősen eltér a szomszédságában található élekétől, akkor kijelöljük törlésre. Összetettebb detektorok alkalmazásával kevesebb, relevánsabb él információhoz juthatunk. Az egyik legnépszerűbb ilyen detektor az élelnyomást, hiszterézist és jellemző szintézist is magában foglaló *Canny éldetektor*. További nagy problémája az

élkereső módszereknek a zajérzékenység. A zaj hatását egy előzetes simító lépéssel csökkenteni lehet. Marr és Hildreth javasolta először a Gauss simítás alkalmazását a Laplace operátor előtt, amit így együttesen LoG (*Laplacian of Gaussian*) operátornak neveznek.

Élkereső módszerek gráf algoritmusokkal is kombinálhatók. A gráf csúcspontjainak a képpontok kerülnek megfeleltetésre, a 4-szomszédjukkal élek kötik össze őket. Az élek a gradiens értékeknek megfelelően kapnak súlyt. Két pont között így lehetővé válik a legkisebb költségű út megkeresése, ami az objektum határát adja. Az ún. *livewire* szegmentálás ezt az elvet használja fel interaktív formában. Az orvos az objektum határa mentén kontúrpontokat helyez el. A módszer a legutóbbi pont és a mozgó száldereszt között keres minimális költségű utat. Mivel a keresés gyors, az eredmény valós időben meg is jeleníthető. A szegmentálás eredménye így folyamatosan követhető, a száldereszt pozicionálásával befolyásolható.

Élkereső módszerek közé sorolhatók még a deformábilis kontúrok, ún. *snake*-ek is, ezeket a következő pontban tárgyaljuk.

7.2.3. Energiaminimalizáló módszerek

Az előző alfejezetben az objektumok határvonalát egymástól függetlenül detektált élpontok utólagos feldolgozásával próbáltuk megtalálni. Egy másik lehetőséget biztosít a kontúrok parametrikus megadási módja, és alakjának *a priori* és képi információk alapján történő deformációja. A deformációhoz a kontúr alakjára (folytonos, „sima”) és a szétválasztott területek intenzitásértékeire (pl. legyenek homogének) vonatkozó energiatagok kerülnek definiálásra, és ezek egyensúlyi állapota adja a szegmentálás eredményét.

A klasszikus *aktív kontúr modell* vagy *snake* egy ilyen energiaminimalizáló spline, amit az 1980-as évek második felében dolgozott ki Kass, Witkin és Terzopoulos. Az energiatag a kontúr alakjából kinyert *belső erőből*, valamint a képi információból származó *külső erőből* áll elő. Maga a kontúr $\mathbf{v}(s) = [x(s), y(s)]$ parametrikus alakban adott, ahol $x(s)$ és $y(s)$ jelentik a kontúr x és y koordinátáit $s \in [0, 1]$ mellett. A minimalizálandó energiatag az alábbi alakban írható fel:

$$E_{\text{snake}} = \int_0^1 \left(E_{\text{belső}}(\mathbf{v}(s)) + \left(E_{\text{kép}}(\mathbf{v}(s)) + E_{\text{megszorítás}}(\mathbf{v}(s)) \right) \right) ds,$$

ahol $E_{\text{külső}} = E_{\text{kép}} + E_{\text{megszorítás}}$. $E_{\text{megszorítás}}$ a képi információból származón túli egyéb, például a felhasználó által adott külső megszorító erőket jelenti. $\mathbf{v}(s)$ közelítésére célszerű spline-t választani. A belső erő ekkor

$$E_{\text{belső}} = \alpha(s) \left| \frac{d\mathbf{v}}{ds} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{d^2\mathbf{v}}{ds^2} \right|^2$$

alakban kapható meg, ahol $\alpha(s)$ a kontúr elasztikusságát, míg $\beta(s)$ a merevségét határozza meg. A képi információból származó külső erő több tag súlyozott összegére bontható:

$$E_{\text{kép}} = w_1 \cdot E_{\text{vonal}} + w_2 \cdot E_{\text{él}} + w_3 \cdot E_{\text{végpont}}.$$

E_{vonal} szabályozhatja, hogy sötét vagy világos intenzitású vonalakra húzódjon a kontúr, $E_{\text{él}}$ a magas gradiensű pontok felé vonzza, $E_{\text{végpont}}$ segítségével pedig a képen található sarokpontok, vonal végpontok fejthetnek ki vonzó erőt. Az optimális $\mathbf{v}(s)$ az ún. Euler-Lagrange

egyenlet megoldásával kapható meg:

$$\frac{d}{ds}E_{\mathbf{v}_s} - E_{\mathbf{v}} = 0,$$

ahol $E_{\mathbf{v}_s}$ jelöli $E dv/ds$ szerinti, $E_{\mathbf{v}}$ pedig a $\mathbf{v}$ szerinti parciális deriváltját. A hatékony megoldáshoz célszerű egy optimumhoz közeli kontúrt választani és iteratív keresést végezni. A megfelelő inicializálás nagyon fontos az aktív kontúr algoritmus esetében, a megfelelő súly paraméterek meghatározása is nehézséget okozhat, valamint az optimum megkeresése numerikusan instabillá válhat.

A numerikus instabilitás elkerülésére bevezethető egy külső, ún. *felfújó erő*, amely a kontúr folyamatos „kifelé” mozgását végzi. Az optimumhoz közeli inicializálás problémájára Xu és Prince javasolt megoldást, az ún. *gradiens vektor folyam* (GVF) bevezetésével. A GVF mező erői a kép homogén területein az élek felé mutatnak, így távolabbi kezdőpozícióból is biztosítható a konvergencia.

A kontúr parametrikus megadási módja helyett a kontúr helyzetét parciális differenciálegyenlet megoldásával is megkaphatjuk. Ezek az ún. *level-set* módszerek. A kontúr időbeli mozgását egy sebességfüggvény vezérli, a mozgás élek mentén áll meg. Képes kezelni a kontúr topológiaváltásait is. Chan és Vese javasolt egy olyan kiterjesztést, ahol a kontúr által szétválasztott régiók intenzitásértékeinek homogenitása is szerepet játszik a megállási feltételben [12].

7.2.4. Modell-alapú megközelítés

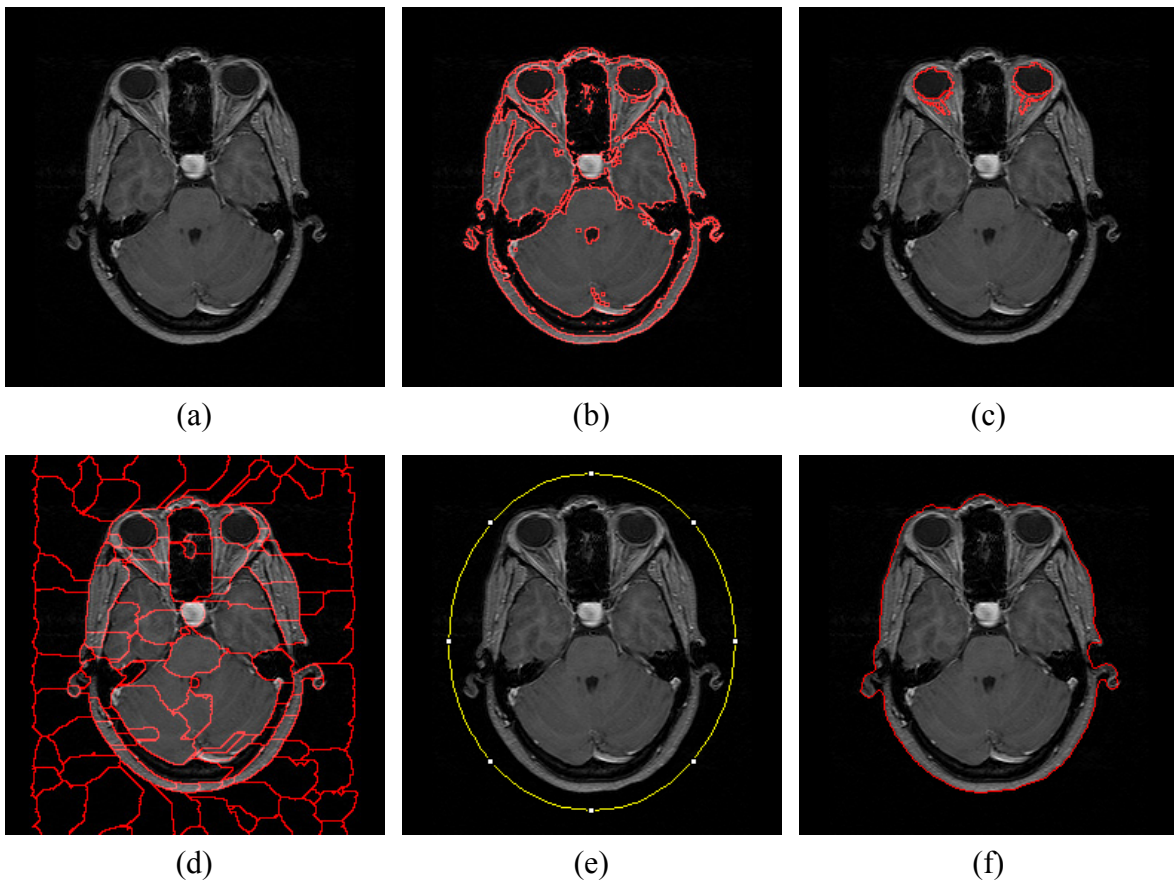
Az emberek anatómiai felépítése, a szervek alakja, elhelyezkedése *globálisan* nézve nagy hasonlóságot mutatnak. Alak és méret szerint viszont nagy *lokális* különbségek is előfordulhatnak. Szegmentáló módszerek számára nagy segítséget jelent, ha a különbségekre vonatkozóan *statisztikai információ* rendelkezésre áll.

Statisztikai információ reprezentációnak egyik gyakran használt módja a Cootes által javasolt ún. *pont-eloszlási modell* (PDM – *Point Distribution Model*) [15]. Ennek fő lépései az alábbiak:

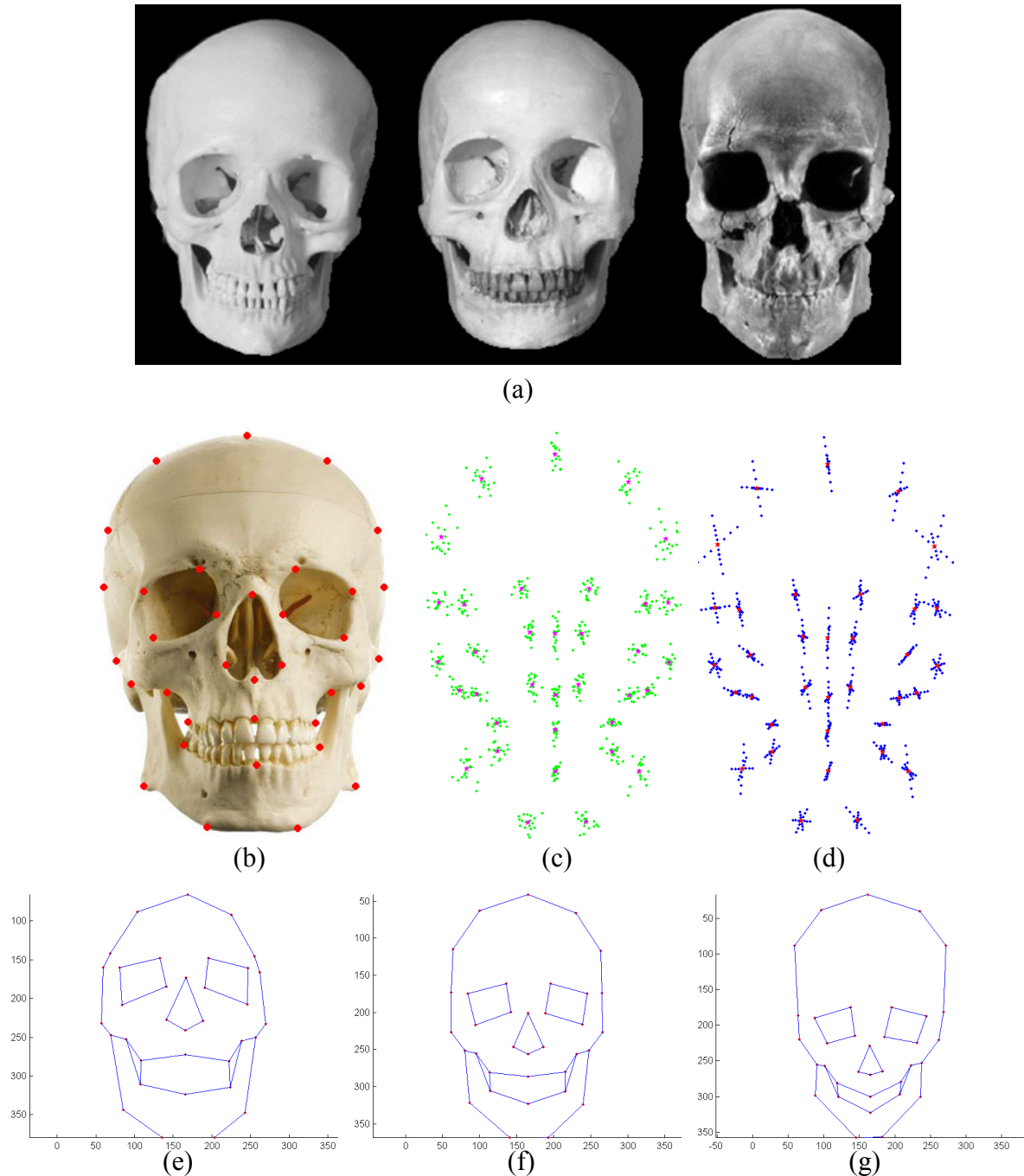
1. Gyűjtünk össze ugyanarról a szervről képeket minél nagyobb számban (több tízes vagy százas nagyságrendben, jelölje M). Fontos, hogy ezek jól reprezentálják a szerv populációban előforduló alak és méret változatosságát.
2. Jelöljük ki minden képen egymásnak megfeleltethető N darab pontot. Ez történhet manuálisan vagy automatikusan is. A pontokat összekötő vonalak (2D-ben) illetve fel-színhálók (3D-ben) közelítsék a szerv körvonalát (D jelölje a dimenziót).
3. A pontthalmazokat transzformáljuk egy közös referencia térbe, pl. pontpár-illesztő módszerrel, eltolás, elforgatás és skálázás figyelembe vételével. Ettől a lépéstől azt várjuk, hogy az egymásnak megfeleltethető pontok egymás „közelébe” kerülnek. A megfeleltethető pontok „szóródása” fogja az alakra vonatkozó statisztika alapját képezni.
 - Minden $1 \leq n \leq N$ anatómiai pontra számítsuk ki az M darab pont átlagát. Az átlagokat vonjuk ki az egyes koordináta-értékekből, és ezekből képezzünk $D \cdot N \times D \cdot N$ méretű kovariancia-mátrixot.

- Számítsuk ki a kovariancia-mátrix sajátértékeit és sajátvektorait. A sajátvektorokat a sajátértékeik szerint rendezzünk csökkenő sorrendbe.
- Új alakzatot úgy tudunk képezni, hogy a pontátlagokhoz hozzáadjuk az első t ($1 \leq t \leq D \cdot N$) darab sajátvektort tetszőleges súlyozással. t értékét célszerű rögzíteni.

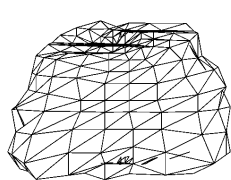
Nagy előnye a megközelítésnek, hogy a súlyok állításával olyan alakzatokat is megkapunk, amelyek a betanító halmazban nem szerepeltek. Szegmentálásra a legegyszerűbben úgy használható a modell, hogy vizsgáljuk a súlyok állításával keletkező kontúrok és a képen detektált élek egybeesését. Egy másik lehetőség, hogy energiaminimalizáló módszernél külső erőként alkalmazzuk az aktuálisan vizsgált kontúr és a hozzá illeszthető legközelebbi statisztikai modell távolságát.



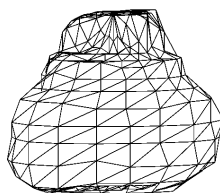
7.6. ábra. Szegmentáló algoritmusok 2D képszeleten. Eredeti kép (a); Otsu-küszöbölés eredeti képre vetített körvonalai (b); szemgolyók közepéből indított régiónövelő szegmentálás körvonalai (c); vízválasztó szegmentálás partícióinak határa (d); aktív kontúr modell inicializálása ellipszissel (e) és az optimális végeredmény (f).



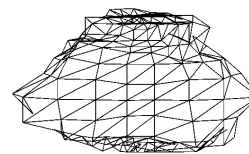
7.7. ábra. Statisztikai modell készítése 2D frontális koponya képekhez. Három frontális koponya fotó a 18 képből álló adatbázisból (a). Minden fotón ki kell jelölni az egymásnak megfelelő anatómiai pontokat (b). A 35 pont szóródása (zöld pontok) az átlagukhoz (vörös pontok) képest (c). A három legnagyobb sajátértékkel rendelkező irány szerinti pont koordináták (kék pontok) a súlyok módosításával. (e–g) A deformált körvonal a legnagyobb változási irányban alkalmazott 3 különböző súly értékkel. (A képekért köszönetet mondunk Tasi Tamás Sámuelnek.)



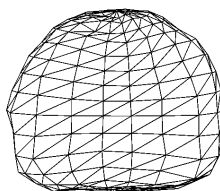
(a)



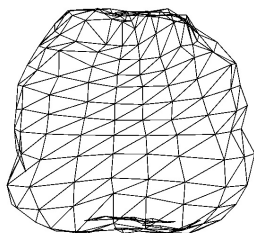
(b)



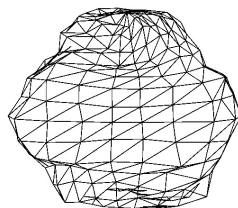
(c)



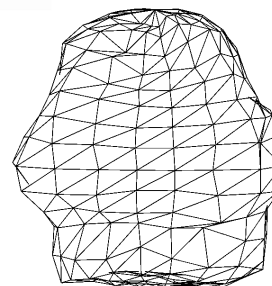
(d)



(e)

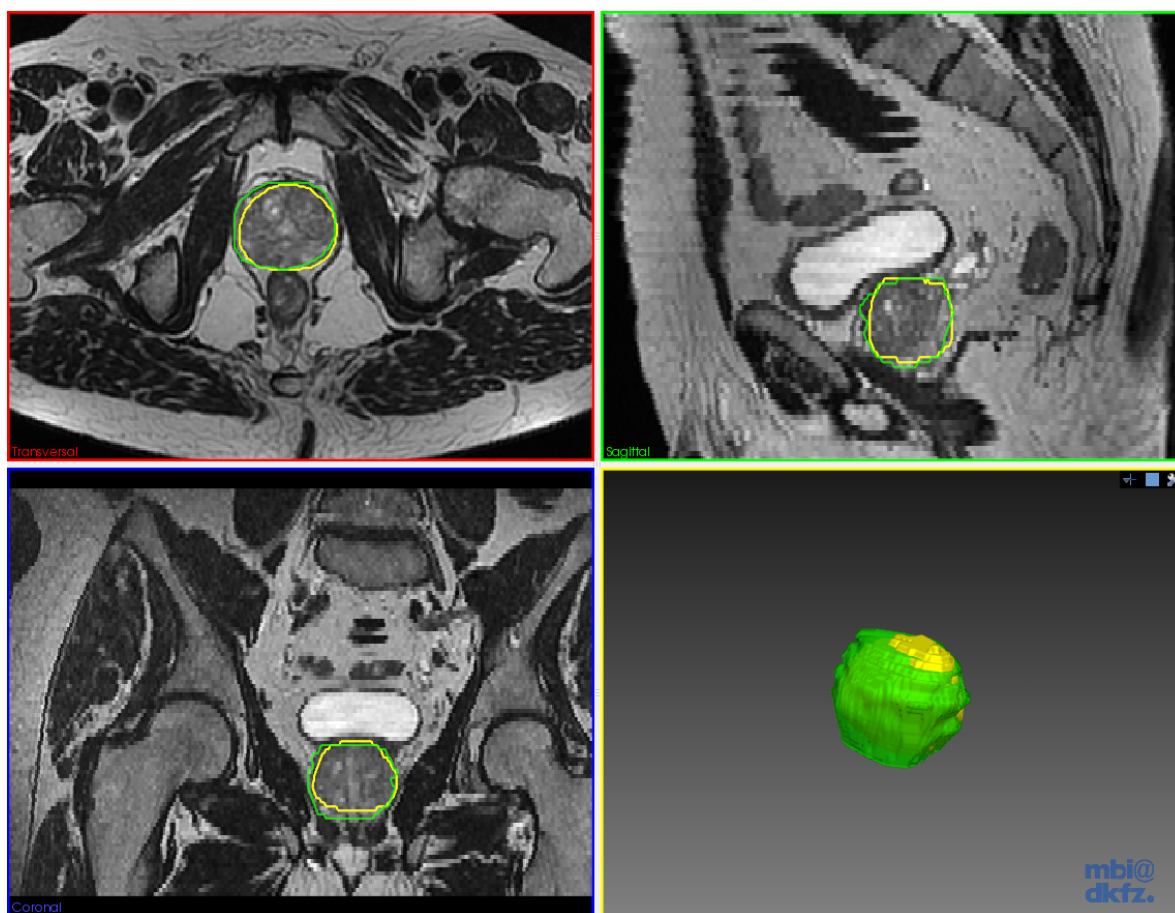


(f)



(g)

7.8. ábra. Statisztikai modell készítése 3D prosztata szegmentáláshoz. Három, orvos által szegmentált prosztata felülnálója az adatbázisból (a–c). Az átlag prosztata (d). Új alakzatok generálása a 8 legnagyobb sajátértékkel rendelkező irány szerinti súlyok módosításával (e–g). (Az eredmények közzlése a GE Healthcare szegedi irodájának engedélyével történt. Köszönetet mondunk Fidrich Mártának, Nyiri Gergelynek, Osztoluczki Andrásnak, Nagy Viktornak és Bara Norbertnek.)



7.9. ábra. Prosztata szegmentálás alakmodell felhasználásával. A képen az orvos által szegmentált prosztata körvonala zöld színnel, a szegmentáló módszer eredményének körvonala sárga színnel látható. (Az eredmények közlése a GE Healthcare szegedi irodájának engedélyével történt. Köszönetet mondunk Fidrich Mártának, Nyiri Gergelynek, Osztrólczki Andrásnak, Nagy Viktornak és Bara Norbertnek.)

8. fejezet

Távérzékelés, mikroszkópia

8.1. Távérzékelés

A távérzékelés során objektumokról, tárgyakról úgy gyűjtünk adatokat, hogy a mérőberendezés nincs közvetlen kapcsolatban a megfigyelés tárgyával. Az adatok gyűjtése mellett azok feldolgozása is a terület része. A fenti definícióba a hagyományos fotózás és az orvosi képalkotás is belesznek, de a gyakorlatban távérzékelés alatt a földfelszínről nagyobb távolságból készült adatok készítését és feldolgozását értjük. A szakterületről több alapos magyar nyelvű áttekintő munka is született [44, 53].

8.1.1. A távérzékelés alapfogalmai

Az adatok gyűjtése történhet felszínközeli méréssel, repülőgépekről és műholdakról. Az első légifelvételek az 1850-es években készültek, az akkoriban feltalált fényképezési eljárások és a repüléstechnika (léggömbök) együttes alkalmazásával, néhány száz méteres magasságokból. A repülőgépek megjelenése nagy lökést adott a légifotózásnak, az 1910-es években már földtani kutatások céljából is készültek fotók. A domborzat tanulmányozását a sztereo-képalkotó technikák segítették, vagyis az emberi látás működési elvét felhasználva a repülőgép két különböző pontján elhelyezett kamerák más nézőpontból biztosították egy-egy terület képét. Az 1940-es években a rakéatechnika felhasználásával már több száz kilométeres magasságba sikerült eljutni. 1959. augusztus 7-én készült az első fényképfelvétel a Földről mesterséges műholdról, majd az 1960-as évektől kezdődően sorozatban indultak műholdprogramok meteorológiai, földtani kutatások segítésére (TIROS, NIMBUS, Kozmosz, Landsat, SPOT). A képalkotó technológiák fejlődésével egyre jobb felbontású és nagyobb mennyiségű adat érkezik, amit a meteorológia és a földtan mellett a mezőgazdaságban (termésbecslés), környezet- és természetvédelemben, vízgazdálkodásban és a térképészetben is eredményesen felhasználnak állapotfelmérésre és állapotváltozások nyomon követésére.

A távérzékelés során leggyakrabban az elektromágneses hullámokat használják fel. Az elektromágneses tartományt több részre oszthatjuk fel a sugárzás hullámhossza alapján. Az egyik legfontosabb tartomány a $0,4\text{--}0,7\text{ }\mu\text{m}$ közötti ún. látható fény tartomány, ami a teljes spektrum nagyon kis szeletét teszi ki. A látható tartománynál kisebb hullámhosszú sugárzások az UV, majd a röntgen és gamma sugárzások. Ezek nagyrészt a légkör kiszűri. A másik

irányban 0,7-1,3 μm között közeli-infravörös, 1,3-3 μm között középső infravörös, míg 3-100 μm között hőtartományról beszélünk. A látható tartománnyal együttesen ezeket *optikai hullámhossz-tartománynak* nevezzük. A közeli-infravörös sáv általában a Nap sugárzásából származik, amit a növényzet visszaver, a víz pedig elnyel. Az infravörös hőtartományt a földfelszín által kibocsátott hősugarak alkotják, mérésével a felszín hőtésképe készíthető el. 1 mm és 30 cm között a mikrohullámok, azon túl pedig a rádióhullámok helyezkednek el. A mikrohullámok a felhőtakarón jól áthatolnak, bizonyos mértékig a felszín alá is bejutnak. A felszínről visszavert mikrohullámok (radar) segítségével a domborzat magasságértékei mérhetők. Mérések végezhetők még sok más módon (pl. lézerrel). A gyakorlatban az adatok mérése szűrők alkalmazásával több elektromágneses hullámsávban egyidejűleg történik, így a vizsgált terület más-más jellemzői detektálhatók a segítségükkel, ami a képelemzési, osztályozási feladatot jelentősen segíti.

Megkülönböztetünk *passzív* és *aktív* távérzékelő rendszereket. A passzív esetben a berendezés a természetes sugárzást érzékeli. Az aktív rendszerek a sugárzást maguk bocsátják ki, és annak a tárgyról való visszatükröződését mérik.

A legfontosabb sugárforrás a Nap, de minden 0 Kelvin foknál melegebb anyag bocsát ki elektromágneses sugárzást. A sugárzás energiája a hullámhossz növekedésével csökken, vagyis például a földfelszín által kisugárzott mikrohullámú sugárzás nehezebben érzékelhető, mint a rövidebb hullámhosszú infravörös hőtartomány energiája. A sugárzás jelentős utat tesz meg az atmoszférában, azon egyszer (földfelszín által kibocsátott sugárzás) vagy kétszer (aktív rendszerek vagy a Nap sugárzása) áthalad, és kapcsolatba lép azzal. A hatása függ a sugárzás által megtett út hosszától, a sugárzás energiájától, az atmoszféra összetételétől (páratartalom, szennyezettség), valamint a hullámhossztól.

A két legfontosabb atmoszférikus hatás a *szóródás* és az *elnyelődés*. A szóródásnak több típusa van. Jellemző rájuk, hogy a különböző hullámhosszúságú sugárzásokat más mértékben térítik el, ennek a látható fény tartományban is érzékelhető a hatása (pl. kék színű égbolt, vörös-narancs színű naplemente). A szóródás gyengíti a felvétel minőségét, kontrasztcsökkenést okoz. A szóródással szemben az elnyelődés valódi energiavesztéssel jár. A légkör egyes összetevői egyes hullámhosszsávokban teljesen elnyelik a sugárzást, míg az ún. *atmoszférikus ablakokban* átengedik azt. Távérzékelő rendszerek tervezésénél az elnyelődési tartományokat mindenképpen figyelembe kell venni.

A földfelszín anyaga a rá érkező sugárzást egyes részeit elnyeli vagy továbbítja, más részét visszaveri. A visszaverődés típusa és aránya anyagonként, valamint azok állapotától függően különbözik, függ a sugárzás hullámhosszától és a domborzati viszonyoktól is. *Spektrális reflektancia* értékét (p_λ) az adott hullámhosszon visszavert (E_r) és a beeső teljes sugárzás (E_b) hányadosából kapjuk:

$$p_\lambda = \frac{E_r(\lambda)}{E_b(\lambda)} \cdot 100\% .$$

Az egyes hullámhosszokra meghatározott értékeket grafikonon ábrázolva kapjuk az ún. *spektrális visszaverődési (reflektancia) görbét*. Ez a görbe nem csak az objektum spektrális tulajdonságait jellemzi, hanem meghatározza azokat a hullámhossz-tartományokat, amelyekben a kérdéses objektumok más objektumoktól elválaszthatóan részletesen vizsgálható.

8.1.2. Képkalkotás

A detektorokat rendszerint repülőgépeken vagy műholdakon helyezik el. A *pánkromatikus szenzorok* szélesebb sávtartományt ölelnek fel, viszont jobb térbeli felbontóképességgel rendelkeznek. Az ún. *multispektrális detektorok* tartalmaznak *spektrométert*, amely a beérkező sugárzást szűrők segítségével sávokra bontja és a lencserendszere azokat a megfelelő detektorra juttatja. A többcsatornás spektrométerek a 0,4-15,0 μm -es tartományt akár több tíz vagy száz egyforma szélességű csatornára bontják és ezzel közel folytonos spektrumot alkotnak a felszínről.

Az adatok rögzítése történhet hagyományos filmes fotózási technikával, videósugárzással is, de manapság a digitális képkalkotás, tárolás, adatküldés és feldolgozás célravezetőbb megoldás. A műholdakhoz földi vevőállomás rendszer is kiépítésre került, amelyek a jeleket fogadni tudják. A két leggyakoribb távérzékelő rendszer a *kamera* és a *pásztázó* rendszer.

A kamera rendszer a vizsgált felszín teljes területéről egyidejűleg készíti a képet, amelyek rendszerint részben átfedik egymást. Az érzékelési tartomány általában 0,3-0,9 μm közé esik. A pásztázó rendszerek a detektorral párhuzamos irányban, egy vékony sávban vizsgálják a területet. A *keresztsávós pásztázás* során egy, a repülés irányával megegyező tengely körül motor által, meghatározott szögtartományban forgatott tükör gyűjti össze a sugárzást és juttatja a detektorra. A repülés magasságát és sebességét figyelembe véve a forgásnak elgondolnivaló gyorsnak kell lennie, hogy ne maradjon ki terület a képkalkotás során. Ez egy-egy területdarabra igen rövid időt jelent, ami csökkenti a beérkező energia mennyiségét, így nehezebb a jelek megfelelő minőségű detektálása. A forgatás miatt a kép egyes pontjain reprezentált felszínelemek detektortól mért távolsága változó, így a kép széle felé haladva csökken a térbeli felbontóképesség. A *köríves pásztázó rendszerek* esetén a tükör egy függőleges tengely körül forog, így egy ív alakú területet vizsgál. Az egy képponthoz tartozó felszín területe megegyezik és a pásztázás is gyorsabb, mint a keresztsávós esetében, viszont a képek feldolgozása előtt geometriai korrekcióra van szükség. A *sávmenti pásztázó technika* sorban vagy mátrix alakban több detektort is tartalmaz, így megnövekszik az egy területre eső felvételezési idő, ami növeli a térbeli és a spektrális felbontást. Ez utóbbi akár 0,1 μm is lehet.

8.1.3. Műholdas programok

Az utóbbi fél évszázadban számos kormányzat, ügynökség, szervezet és cég indított műholdas programokat erőforráskutatás, meteorológia, térképészeti célokkal. A teljesség igénye nélkül mutatunk be ezek közül néhányat.

Az egyik legrégebben futó műholdas erőforráskutató program a NASA és az Amerikai Belügyminisztérium által 1966-ban indított *Landsat*¹ program. Az első műhold pályára állítása 1972-ben történt meg. Jelenleg (2011-ben) a Landsat 5 és 7 működnek. A Landsat holdak sarkokhoz közeli, Napszinkron pályán keringenek, 920 km (Landsat 1-3) illetve 700 km átlagmagasságban (Landsat 4-7), 103 illetve 99 perces keringési idővel. Mozgásuk során fokozatosan nyugatra haladnak, így egy hold 18 illetve 16 napos visszatérési idővel rendelkezik (vagyis ilyen időközönként tudja pontosan ugyanazt a felszínrészt vizsgálni). A Landsat 1-3 holdak RBV kamerát (videókép visszasugárzó) és multispektrális kamerát (MSS) hordoztak.

¹<http://landsat.usgs.gov/>

A Landsat 4-5 holdak az MSS mellett egy fejlettebb érzékelőt, ún. tematikus leképezőt (TM – Thematic Mapper) tartalmaztak az RBV helyett. A Landsat 7 detektora ETM+ (Enhanced Thematic Mapper Plus) névre hallgat. Az MSS detektor sávmenti pásztázó elven működik, a látható tartomány és a közeli infravörös tartomány 2-2 intervallumában, 4 csoportban elhelyezett 6-6 vonaldetektorral. Az 1-3 csatorna 0-127 közötti egész típusú mérési eredményeket produkál, a 4-es csatorna 0-63 közöttit. A térbeli felbontása kb. 80 méter (aminél kisebb objektumok már 1 képponton belülre esnek). A TM szenzor már 7 sávban mér, 30 méteres felbontással, 0-255 közötti értékeket szolgáltatva. Az ETM+ ezeket egészíti ki egy 15 méteres felbontású pánkromatikus szenzorral a 0,5-0,9 μm tartományban. Egy teljes kép elkészítése 25 másodpercet igényel, ami alatt a Föld keleti irányban elmozdul, így a szélességi koordinátától függő mértékben az elkészült képet geometriailag korrigálni kell.

A Landsathoz hasonló célt tölt be a Francia Űrügynökség által indított *SPOT* program², amelynek első holdja 1986-ban állt pályára. Jelenleg a SPOT 4 és 5 holdak működnek. Ezek is poláris, napszinkron pályán mozognak 830 km magasságban, nyugatra tolódva, 26 napos visszatérési idővel. A képpalkotó berendezése elnevezése HVR (High Resolution Visible), amely pánkromatikus módban 10 méteres, multispektrális módban (zöld, vörös és közeli-infravörös tartományokban) 20 méteres felbontásra képes. A SPOT holdak két kamerával rendelkeznek, amelyek a függőleges irányhoz képes 27 fokkal elforgathatók, így lehetőség nyílik egyrészt sztereo képpárokat készíteni, másrészt egy-egy felszín terület a visszatérési időnél rövidebb időközönként is fotózható.

A technológia fejlődésével a térbeli felbontóképesség tovább nőtt. Az 1999-ben felbocsátott IKONOS műhold a 0,45-0,90 μm pánkromatikus tartományban már 80 cm-es, míg a kék, zöld, vörös és közeli infravörös multispektrális tartományokban 4 méteres felbontással rendelkezik és 11-bites mérési eredményeket ad. 2008-ban követte a GeoEye-1 műhold, ami már 41 cm, illetve 1,65 m felbontással készít képeket, a 2013-ra tervezett GeoEye-2 ezt 25 cm-re csökkenti, de az Egyesült Államok kormányzata a fél méternél jobb felbontásokhoz nem ad hozzáfértést. A három műhold együttesen képes lesz a földfelszín szinte bármely pontjáról naponta új, 1 méter alatti felbontással képet szolgáltatni. Érdekesség, hogy a GeoEye-1 műholdban pénzügyi befektetőként a Google cég is szerepet játszik, a műhold adatait térképészeti céljaira használja fel.

Meteorológiai alkalmazásokhoz már az 1960-as években pályára állítottak műholdakat. Az első sikeres kísérlet az amerikai TIROS-1 volt 1960-ban, ami 78 napig működött. Poláris pályán keringve kb. 700 km-es magasságból 10 másodpercenként készített és sugárzott televíziós felvételeket a légkör állapotáról. Poláris pálya mellett ún. geostacionárius pályán (egyenlítő felett, mindig azonos pozícióban látszó) is található meteorológiai műholdak. Ilyen pl. az amerikai GOES vagy az európai EUMETSAT. 36000 km-es magasságból a földfelszín kb. negyedéről készítenek kilométer nagyságrendű felbontásban képeket. Ezek a holdak alkalmasak pl. a felhő- és jégborítottság, időjárási frontok, ózontartalom érzékelésére.

8.1.4. Mezőgazdasági felhasználás

A felszín multispektrális vizsgálata a reflektanciagörbék alkalmazásával lehetőséget biztosíthat a különböző fajtákhoz tartozó növényzet osztályozására, betegségük észlelésére, a talaj

²<http://www.spotimage.com/>

típusának megállapítására. A növények levelében található klorofil erősen elnyeli a kék és vörös tartományt, a zöldet pedig erősen visszaveri. Az egészséges növényzet ezért általában zöld színben látható. A barnás, sárgás színek betegség jelei lehetnek. A 0,7-1,3 μm közötti közeli infravörös tartományban a visszaverődés jelentősen megnő, a 40-50%-ot is eléri, amely elsősorban a levélzet belső szerkezeti sajátosságaiból adódik. Mivel a belső szerkezet fajtánként erősen eltérő lehet, így ennek a tartománynak a vizsgálatával még akkor is különválaszthatók lehetnek növényfajok, ha a látható tartományban a színük nem válik el. Ismert fajta esetében a beteg populációt detektálhatjuk, amennyiben az a belső szerkezetre van hatással. Az 1,3 μm -esnél nagyobb hullámhosszú infra tartományban a visszaverődés mértékéből a levélzet nedvességtartalmára következtethetünk – az arány közöttük nagyjából fordított. A talaj visszaverő képességét többek között a nedvességtartalma, a szerkezete, a szerves anyag tartalma és a felszín egyenetlenségének bonyolult kapcsolati rendszere befolyásolja. Nyílt vízfelületek az 1,4 és 2,7 μm -es ún. *víznyelési sávok* segítségével detektálhatók.

8.1.5. Térképészeti alkalmazások

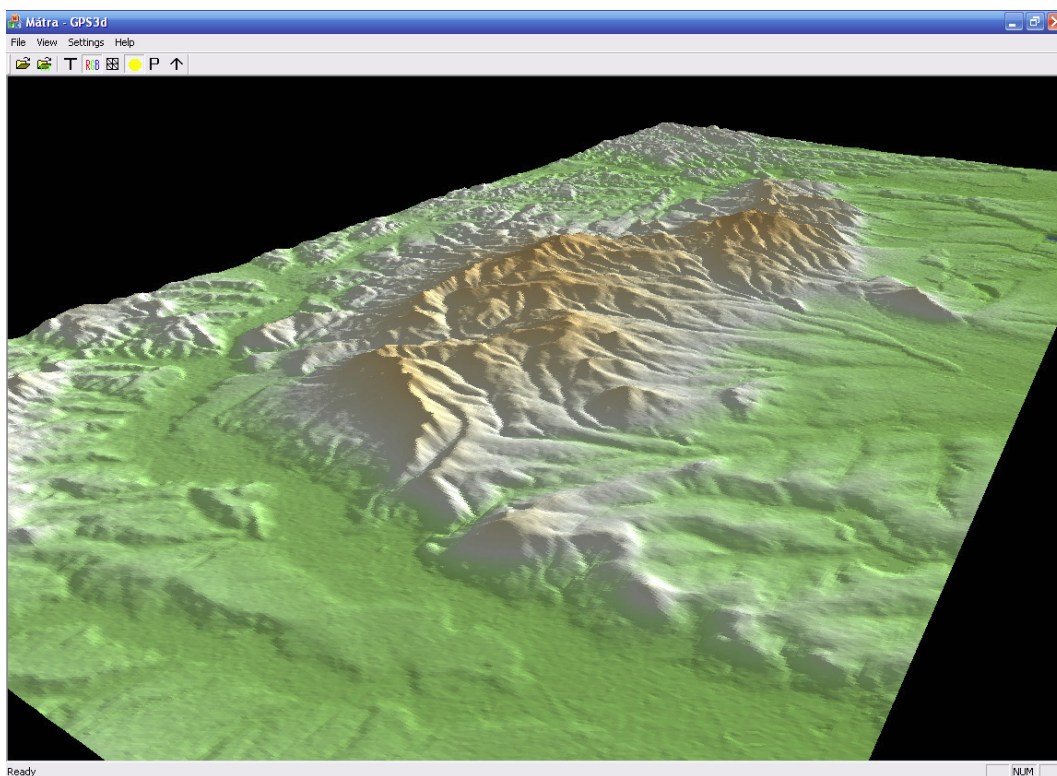
A légi- és űrfelvételek felhasználása nagy befolyással van a térképészetre is. Segítségével gyorsan és egyszerűen gyűjthető adat nagy kiterjedésű, akár nehezen megközelíthető helyszínekről is; a sztereoképek készítésével pedig geometriailag pontos, ún. ortofotók készíthetők rektifikáló eljárással, illetve a domborzat magasságáról nyerhetünk ki információt.

Mikrohullám (radar) segítségével a Föld domborzati viszonyai jól feltérképezhetők. A NASA SRTM (Shuttle Radar Topography Mission) programjának a célja a Föld felszínének mintegy 80%-át lefedő digitális domborzati térkép elkészítése volt³. 2000. február 11-én bocsátották fel az Endeavour űrrepülőgépet, fedélzetén a méréshez szükséges berendezésekkel. A mérés néhány centiméter hullámhosszúságú radarjelekkel történő radarinterferometrián alapult. Az interferenciát két, egymástól fix 60 méteres távolságban elhelyezett vevő biztosította: a nyitott űrrepülőgépből egy 60 méteres rögzített tartószerkezet nyúlt ki, amelynek végén volt a másik érzékelő. Az adatokat az űrrepülőgép fedélzetén rögzítették. Az űrrepülőgépek pályaelhajlása miatt az SRTM-program keretében feltérképezhető terület a 60 fokos északi, illetve az 57 fokos déli szélességi körök közötti régióra terjedt ki.

A mérési folyamat 11 napig tartott. Az ezt követő adatfeldolgozás munkaigényét jól jellemzi, hogy az első feldolgozási fázis csak 2004 közepére fejeződött be, a pontosított, javított második változat 2006-ban készült el. Gondot okozott a hiányzó adatok pótlása (pl. nagy magasságkülönbségű helyekről nem érkezett mérhető adat), valamint a vízfelszínen megjelenő egyenetlenségek korrigálása.

A magassági adatok digitális formában bárki számára elérhetők az interneten. Az adatok 1 foktrapéz területű darabokra vannak felosztva. Az Amerikai Egyesült Államok területén 1 szögperces (kb. 30 méteres), míg a világ többi részén 3 szögperces a beosztás (kb. 90 méter). Az SRTM magassági adatait használja fel domborzat ábrázolásra pl. a Google Föld programja, valamint több navigációs szoftver is (8.1. ábra).

³<http://www2.jpl.nasa.gov/srtm/>



8.1. ábra. A Mátra 3D domborzati modellje SRTM adatok alapján. A felszínháló színezése a magassági adatok értéke szerint egy színskála alkalmazásával történt. A képernyőkép Perényi Tamás diplomamunkájából származik.

8.1.6. Változáskövető alkalmazások

Ugyanarról a területről különböző időpontokban, több hónapos, akár éves eltéréssel készült képek összehasonlító elemzése nagy segítséget nyújt a természetes és mesterséges felszíni elemek változásainak követésében. Megállapítható például az urbanizáció (egy terület beépítésének) folyamata, az esőerdők pusztításának üteme, katasztrófák esetén a változás mértéke. Ezekhez a feladatokhoz jellemzően nagy térbeli felbontású képekre van szükség – nagy területet lefedő vizsgálatok esetén ez hatalmas adatmennyiséget jelent. Képfeldolgozási módszerek segítségével a munkát hatékonyabbá tehetjük. Mivel légifelvételek esetén általában nem biztosítható a képek pontos geometriai illeszkedése, ezért képregisztrációs módszereket célszerű alkalmazni. Az osztályozás előtt szükséges a képen található elemek szegmentálása, felismerése. Ezen műveletek többsége jól automatizálható, a felhasználónak csak a problémás esetekben kell közbeavatkoznia.

8.2. Mikroszkópia

Az emberi szem felbontóképessége – bár egyénenként nagy változatosságot mutat – korlátozott, a tárgyak apró összetevőit, illetve a nagy távolságban elhelyezkedő tárgyak részleteit nem tudjuk érzékelni. 25 cm távolságból kb. 1 tized mm méretű pontok különböztethetők meg,

amely méret a távolsággal arányosan nő. Azokat az eszközöket, amelyek valamilyen fizikai elv felhasználásával a vizsgált tárgyak jelentősen nagyított képét állítják elő *mikroszkóp*oknak hívjuk. A mikroszkópok többféle fajtája létezik.

8.2.1. Fénymikroszkópok

Történetileg az ún. *fénymikroszkóp alakult* ki először az 1600-as évek elején, ami egy optikai és mechanikai alkotórészekből álló összetett nagyítórendszer. A nagyítás eléréséhez fénytörő lencsákat alkalmaznak, az elérhető nagyítás mértéke kb. 1500-szoros. Működésének alapelve az, hogy egy külső fényforrás látható tartományba eső elektromágneses sugárzását a vizsgáló – rendszerint vékony – tárgyon keresztülvezetik, majd egy lencserendszeren keresztül haladva a képe felnagyítódik. A fénymikroszkóp d feloldóképességét a felhasznált elektromágneses sugárzás (fény) hullámhossza korlátozza, amit az Abbé-féle képlet alapján számíthatunk⁴:

$$d = \frac{\lambda}{n \cdot \sin \alpha},$$

ahol λ a hullámhossz, n a tárgy és az objektív lencséje közötti közeg törésmutatója, α pedig az objektív nyílásszögének a fele. A feloldóképesség szabályozására legalkalmasabb így az n paraméter, vagyis a kitöltő közeg anyagának megfelelő megválasztása. A levegőben a fénysugarak megtörnek és így kisebb arányban jutnak a lencsébe. Nagyobb sűrűségű anyagot (desztillált vizet, olajat) választva n növekszik, aminek hatására a feloldóképesség értéke (a legkisebb méretű pont, ami még különállónak jelenik meg) csökken.

A fénymikroszkóp mechanikai alkatrészei a megvilágító rendszer, a talp, az oszlop, a tárgyasztal, a tubustartó, a tubus, valamint a makro- és mikrocsavar [41, 49]. A talp U alakú fémlap, amely csavarokkal a vizsgálóasztalhoz rögzíthető. Az oszlop a további mechanikai alkatrészeket, a megvilágítás irányát szabályzó tükröt, a fénysugarakat a tárgyra összpontosító kondenzort, a vizsgálandó tárgyat tartó tárgylemezt tartalmazza. Az oszlop és a tubus között az íves alakú tubustartó helyezkedik el. A tubus általában egy megtört cső, amelyben prizmák segítségével törik meg a fény útját. Felső végéhez a szemlencse vagy okulár, az alsó végéhez a tárgylencsék csatlakoznak. Egy mikroszkóp rendszerint több (3-5) különböző tárgylencsét is tartalmazhat, ekkor egy ún. revolverfoglatat biztosítja ezek elforgatással történő kiválaszthatóságát. A makro- és mikrocsavarral a tárgy és a tárgylencse távolságát állíthatjuk be, durvább, illetve finomabb léptékkel.

Az optikai nagyítórendszer két fő részből, a tárgylencséből és a szemlencséből áll. A tárgylencse kis gyújtótávolságú, több tagból álló összetett lencserendszer, amely a gyújtópontján kívül eső tárgyról fordított állású, valós nagyított képet ad. Minél kisebb a frontlencse átmérője (így a fókusz-távolsága), annál nagyobb a nagyítóképessége, vagyis a nagy nagyítás esetén a tárgynak csak igen kis részéről kapunk képet. A szemlencse a tubus felső részében található, általában két lencse (egy alsó gyűjtő és egy felső nagyító) alkotja, és a tárgylencse képét nagyítja tovább. Eredményül fordított állású, látszólagos képet kapunk. A tárgylencsével maximálisan 100-szoros, a szemlencsével további 5-25-szörös nagyítás érhető el. A tényleges

⁴Ernst Karl Abbe (1840–1905) a modern optikai egyik alapítója, számos eszköz fejlesztője, a Carl Zeiss AG egyik tulajdonosa volt.

nagyítás a kettő szorzatából áll elő, viszont a gyakorlatban 1500-szoros nagyítás felett már nem növekszik a kép részletgazdagsága, csak a tárgy pontjai válnak nagyobbá.

8.2.2. Speciális vizsgálati módszerek

A fénymikroszkópok feloldóképességét, mint láttuk, az alkalmazott fény hullámhossza korlátozza. Speciális vizsgálati módszerekkel viszont lehetőség adódik a kontraszt fokozására.

A sejtszerkezet részeinek eltérő törésmutatóját használja ki az ún. *fáziskontraszt mikroszkópia*. A kontraszt növelése festés nélkül elérhető, így az alacsony kontraszttal rendelkező élő minták jól vizsgálhatók a feloldóképesség jelentős csökkenése nélkül. A minta optikailag sűrűbb részén áthaladó fény fáziskésést szenved a ritkább részekben áthaladókhöz képest, majd az objektívben ezek interferenciáját használják fel a kontrasztos kép elkészítéséhez. Feltalálója, Frits Zernike 1953-ban kapott Nobel-díjat⁵.

A *fluoreszcens mikroszkópia* azt az elvet használja ki, hogy bizonyos anyagok kis hullámhosszú sugárzással (UV fénnel) történő megvilágítása esetén nagyobb hullámhosszú, látható fényt bocsátanak ki. Néhány mintatípus önmagában is rendelkezik ilyen fluoreszcens tulajdonsággal, az esetek többségében azonban festéssel, fluoreszcens fehérjékkel, molekulákkal kell a mintát ellátni. A festés alkalmazásakor az élő minta elpusztul, viszont a fehérjék segítségével az élő sejt vizsgálható, mivel a genetikailag módosított fehérje funkcióját a fluoreszcens rész nem befolyásolja. Különböző anyagok használatával más-más részletek emelhetők ki. Megvilágításra higanygőzlámpát vagy fémlektrodokkal működő ívlámpát használnak, amely fényéből a látható fényt teljesen kiszűrik.

A *pásztázó lézer konfokális mikroszkópia* esetén egy fókuszált lézersugarat irányítanak a minta egy pontjára, majd a szóródott fényt, vagy fluoreszcencia esetén a kibocsátott fényt tükrök segítségével egy másik pontban összegyűjtik és mérik. Az esetlegesen szóródott sugarakat két diafragmával⁶ szűrik, amelyek azonos távolságra helyezkednek el az objektívtől. Ezen technika legnagyobb előnye, hogy a tárgyfelszíne helyett képes annak belsejében egy kiválasztott síkot vizsgálni. A síkszelet képét pásztázással, sorfolytonos bejárással kapjuk meg. Egy vizsgálat során több sík leképezésével 3D információt nyerhetünk a mintáról. Feloldóképessége nagyjából a hagyományos fénymikroszkóppal egyezik meg.

8.2.3. Elektron- és pásztázószondás mikroszkópok

Az *elektronmikroszkópok* esetén a vizsgálathoz elektronsugarakat használnak, amelynek a hullámhossza 5 nagyságrenddel kisebb, mint a látható fényé, így jóval nagyobb mértékű nagyítás érhető el (kb. 2 millió-szoros). A transzmissziós elektronmikroszkóp esetén – a fénymikroszkópokhoz hasonlóan – a mintán áthaladó sugárzást mérik. A pásztázó elektronmikroszkóp a minta felszíne és a rá bocsátott elektronsugár kölcsönhatását méri.

Pásztázószondás mikroszkópok esetében egy fókuszált sugárzást kibocsátó szondát vezetnek végig a tárgy fölött sorról sorra, és mérik a fellépő kölcsönhatás erősségét. A vizsgált kölcsönhatás alapján további csoportosítások végezhetők, a két leggyakoribb típus az atom-

⁵Frits Zernike (1888–1966) holland fizikus.

⁶Átlátszatlan, fekete lemez optikai eszközökben, amely a lencsékre eső szélső sugarak visszatartására szolgál.

erő mikroszkóp (AFM) és az alagútelektron-mikroszkóp (STM). Mivel a mozgítás precizitása atomi méretű, így a nagyítás mértéke is ennek megfelelő lehet.

Elektronmikroszkópok és pásztázószondás mikroszkópok esetében a mért értékek a magas hullámhossz miatt nem szín-jellegű információk, így képként álszínezéssel jeleníthetők meg.

A függelék

Egy CT képszelet DICOM fejléce

(csoport,elem) VR Leírás (elem hossz): érték

(0008,0000) UL Group 0008 Length (4): 414
(0008,0001) UL Group 0008 Length to End (RET) (4): 525646
(0008,0008) CS Image Type (22): ORIGINAL\PRIMARY\AXIAL
(0008,0016) UI SOP Class UID (26): 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
(0008,0018) UI SOP Instance UID (50):
1.2.840.113619.2.1.1698.3142413933.2.45.993574425
(0008,0020) DA Study Date (8): 20010626
(0008,0021) DA Series Date (8): 20010626
(0008,0022) DA Acquisition Date (8): 20010626
(0008,0023) DA Image Date (8): 20010626
(0008,0030) TM Study Time (6): 163523
(0008,0031) TM Series Time (6): 163838
(0008,0032) TM Acquisition Time (6): 165333
(0008,0033) TM Image Time (6): 164208
(0008,0050) SH Accession Number (0):
(0008,0060) CS Modality (2): CT
(0008,0070) LO Manufacturer (18): GE MEDICAL SYSTEMS
(0008,0080) LO Institution Name (22): ??????????????????????
(0008,0090) PN Referring Physician's Name (0):
(0008,1010) SH Station Name (8): CT050C0
(0008,1030) LO Study Description (22): RESEARCH CISS PHANTOM
(0008,103e) LO Series Description (0):
(0008,1090) LO Manufacturer's Model Name (16): GENESIS_JUPITER

(0010,0000) UL Group 0010 Length (4): 94
(0010,0010) PN Patient's Name (16): ??????????????????
(0010,0020) LO Patient ID (8): ?????????
(0010,0030) DA Patient's Birth Date (0):
(0010,0040) CS Patient's Sex (2): 0
(0010,1010) AS Patient's Age (4): 000M

(0010,1030) DS Patient's Weight (8): 0.000000
 (0010,21b0) LT Additional Patient History (0):
 (0018,0000) UL Group 0018 Length (4): 262
 (0018,0010) LO Contrast/Bolus Agent (4): NONE
 (0018,0050) DS Slice Thickness (8): 3.000000
 (0018,0060) DS KVP (4): 120
 (0018,0090) DS Data Collection Diameter (10): 480.000000
 (0018,1020) LO Software Versions(s) (2): 07
 (0018,1100) DS Reconstruction Diameter (14): 480.0000000000
 (0018,1110) DS Distance Source to Detector (16): 1099.3100585938
 (0018,1111) DS Distance Source to Patient (10): 630.000000
 (0018,1120) DS Gantry/Detector Tilt (8): 0.000000
 (0018,1130) DS Table Height (10): 203.000000
 (0018,1140) CS Rotation Direction (2): CC
 (0018,1150) IS Exposure Time (4): 2000
 (0018,1151) IS X-ray Tube Current (4): 140
 (0018,1160) SH Filter Type (12): BODY FILTER
 (0018,1190) DS Focal Spot(s) (10): 0.7 \0.9
 (0018,1210) SH Convolution Kernel (4): SOFT
 (0018,5100) CS Patient Position (4): HFS

 (0020,0000) UL Group 0020 Length (4): 364
 (0020,000d) UI Study Instance UID (48):
 1.2.840.113619.2.1.1.322986825.674.993564792.356
 (0020,000e) UI Series Instance UID (48):
 1.2.840.113619.2.1.1.322986825.674.993564792.358
 (0020,0010) SH Study ID (4): 1698 (0020,0011) IS Series Number (2): 2
 (0020,0012) IS Acquisition Number (2): 45
 (0020,0013) IS Image Number (2): 45
 (0020,0020) CS Patient Orientation (4): L \P
 (0020,0032) DS Image Position (Patient) (36):
 -234.500000\ -240.000000\104.000000
 (0020,0037) DS Image Orientation (Patient) (54):
 1.000000\0.000000\0.000000\0.000000\1.000000\0.000000
 (0020,0052) UI Frame of Reference UID (44):
 1.2.840.113619.2.1.1698.993573323.1083601920
 (0020,0060) CS Laterality (0):
 (0020,1040) LO Position Reference Indicator (2): IC
 (0020,1041) DS Slice Location (14): 104.0000000000

 (0028,0000) UL Group 0028 Length (4): 168
 (0028,0002) US Samples per Pixel (2): 1
 (0028,0004) CS Photometric Interpretation (12): MONOCHROME2
 (0028,0010) US Rows (2): 512

(0028,0011) US Columns (2): 512
(0028,0030) DS Pixel Spacing (26): 0.9375000000\0.9375000000
(0028,0100) US Bits Allocated (2): 16
(0028,0101) US Bits Stored (2): 16
(0028,0102) US High Bit (2): 15
(0028,0103) US Pixel Representation (2): 1
(0028,0106) US Smallest Image Pixel Value (2): 0
(0028,0120) US Pixel Padding Value (2): 32768
(0028,1052) DS Rescale Intercept (6): -1024
(0028,1053) DS Rescale Slope (2): 1

(7fe0,0000) UL Group 7FE0 Length (4): 524296
(7fe0,0010) OX Pixel Data (524288): Data starts at position 1382

Tárgymutató

- L_1 norma, 52
átlagos négyzetes hiba, 35
- Abbé-féle képlet, 103
ablakolás, 68, 86
adatbázis, képi, 47
aktív kontúr szegmentálás, 91
aktív távérzékelés, 98
aliasing hiba, 29
aluláteresztő szűrő, 42
alulexponált kép, 26
Anger-kamera, *lásd* Gamma-kamera
arcfelismerés, 131
atlasz regisztráció, 81
atmoszférikus ablak, 98
atmoszférikus hatások, 98
automatikus képregisztráció, 81
- Bag of words, 56
Bayer szűrő, 20
belső képjellemző, 79
biztonsági kamera, 119
BOLD effektus, 64
- Canny éldetektor, 91
CCD, 20
Chamfer-távolság, 84
ciklotron, *lásd* elektrongyorsító
CMOS, 20
Cornelius Lanczos, 30
csúcs jel-zaj viszony, 35
CT, *lásd* számítógépes tomográfia
- DICOM formátum, 67, 73
digitális kép, 66
disszekció
 virtuális, 70
doboz szűrő, 39
- Dublin Core, 48
- egymodalitásos regisztráció, 81
él hiszterézis, 90
él-alapú szegmentálás, 88, 90
előtér, 126
elektromágneses tartomány, 97
elektrongyorsító, 64
elektronmikroszkóp, 104
elmozdulási mező, 79
endoszkópia, 58
 virtuális, 70
energiaminimalizáló szegmentálás, 91
erőforráskutató műholdak, 99
ETM+ kamera, 100
Euler-Lagrange egyenlet, 92
EUMETSAT űrprogram, 100
- fáziskontraszt mikroszkópia, 104
fénymikroszkóp, 103
feluláteresztő szűrő, 42
felidézés, 53
felszín megjelenítés, 69
felszínillesztés, 82
ferde orientáció, *lásd* szeletorientáció
fluoreszcens mikroszkópia, 104
fMRI, *lásd* funkcionális MRI
foton emissziós tomográfia, 58, 61, 63
Fourier transzformáció, 27
Foveon érzékelő, 20
frekvencia, 27
funkcionális MRI, 58, 64
fuzzy szegmentálás, 89
- Gamma sugárzás, 97
Gamma-kamera, 58, 63
Gauss függvény, 39, 126, 130

- Gauss piramis reprezentáció, 86
 GeoEye műholdak, 100
 geometriai transzformáció, 78
 GOES űrprogram, 100
 gradiens (kép), 90
 gradiens vektor folyam, 92
 GVF, *lásd* gradiens vektor folyam

 hálózati kamera, 121
 hálózati videórögzítő, 123
 háttér, 126
 hődiffúzió, 41
 hőkamera, 58
 hőtartomány, 98
 hallucináció, 30
 hasonlósági mérték, 78, 80, 82, 83, 86
 HIS, *lásd* kórházi információs rendszer
 hisztogramkiegyenlítés, 26
 Hounsfield érték, 61
 Hu momentumok, 117
 HVR kamera, 100

 ICP, *lásd* iteratív legközelebbi pont módszer
 idősorozat, 66
 IJK koordináta-rendszer, 67
 IKONOS műhold, 100
 implantátum, 12
 indexstruktúra, 47
 Infra Red - IR tartomány, 120
 intelligens kamera, 113, 122
 intenzitás-megmaradás elve, 128
 intenzitások abszolút különbsége, 86
 intenzitások hasonlóságán alapuló képregisztráció, 85
 intenzitások négyzetes különbsége, 86
 interaktív képregisztráció, 81
 interaktív szegmentálás, 88, 91
 Internet kamera, 121
 IP kamera, 121
 ipari PC, 113
 iteratív legközelebbi pont módszer, 85

 jel-zaj viszony, 35
 JPEG2000, 49

 kölcsönös információtartalom, 87

 köríves pásztázó rendszer, 99
 követés, 130
 külső képjellemző, 79
 küszöbölés, 88
 Kálmán Rudolf Emil, 130
 Kálmán szűrő, 130
 kép-piramis, 30, 130
 képfúzió, 64, 76, 77
 képi hibák, 33
 képilllesztés, 76
 képjellemzők tere, 78, 79
 képpont, 66
 képregisztráció, 76
 atlasz, 81
 automatikus, 81
 felszín-alapú, 82
 intenzitáshasonlóság, 85
 interaktív, 81
 kalapot a fejre, 84
 kontúr-alapú, 82
 manuális, 81
 pont-alapú, 82, 85
 távolságtérkép-alapú, 84
 képszűrés, 32
 kórházi információs rendszer, 72
 kalapot a fejre algoritmus, 84
 kalibráció, 115, 125
 kamerarendszer, 118
 katadioptrikus, 17
 keresési stratégia, 78, 81, 86
 keresési tér, 78
 kereszt korreláció, 86
 keresztsávós pásztázás, 99
 kollimátor, 112
 kolonoszkópia
 virtuális, 70
 kontúrillesztés, 82
 kontrasztérzékenységi függvény, 36
 konvolúció, 28
 konvolúciós maszk, 90
 konvolúciós szűrő, 39
 koordináta-rendszer
 IJK, 67
 RAS, 67, 68

- WLD, 67
korai látás, 9
koronális orientáció, *lásd* szeletorientáció
korrelációs együtttható, 86
kvad, 123
kvantálás, 24
kvantum-hatékonyság, 11

látható fény tartomány, 97
LabVIEW, 114
Lanczos szűrő, 30
LANDSAT űrprogram, 99
Laplace operátor, 90
level-set szegmentálás, 92
livewire szegmentálás, 91
LoG operátor, 91
Lucy-Richardson algoritmus, 39
lyukkamera, 13

mágneses rezonancia képalkotás, 58, 63–65, 84, 86
médián szűrő, 41
manuális képregisztráció, 81
manuális szegmentálás, 88
metaadat, 47
meteorológiai műholdak, 100
MI, *lásd* kölcsönös információtartalom
mikrohullám, 98
mikroszkóp, 103
mintavételezés, 24, 65
MIP vizualizáció, 70
modell-alapú szegmentálás, 92
Moiré hatás, 29
morfológia, 127
mozgás-gradiens megszorítás, 128
mozgásdetekció, 125, 129
mozgásmező, 127
mozgásvektor, 128
MPEG-7, 50
MRI, *lásd* mágneses rezonancia képalkotás
MSS kamera, 100
műholdas programok, 99
multidetektoros CT, 61
multimodális regisztráció, 79, 86
multiplexer, 123

multispektrális detektor, 99

Near Infra Red - NIR tartomány, 98, 121
Nobel-díj, 57, 58, 104
nukleáris medicina, 58, 63, 65
Nyquist kritérium, 28
Nyquist, Harry, 28

optikai áramlás, 127
optikai átviteli függvény, 39
optikai alapegyenlet, 15
optikai hibák, 18
optikai hullámhossz-tartomány, 98
orvosi anatómiai képalkotás, 59, 61, 63, 77
orvosi emissziós képalkotás, 59
orvosi funkcionális képalkotás, 58, 59, 63, 77
orvosi képarchiváló és -továbbító rendszer, 59, 72
orvosi transzmissziós képalkotás, 59
outlier szűrő, 41

pánkromatikus szenzor, 99
pásztázó lézer konfokális mikroszkópia, 104
pásztázó rendszer, 99
pásztázószondás mikroszkóp, 104
PACS, *lásd* orvosi képarchiváló és -továbbító rendszer
partícionált intenzitás uniformitás, 86
passzív távérzékelés, 98
PDM, *lásd* pont-eloszlási modell
PenTile, 24
perfúziós vizsgálat, 64
PET, *lásd* pozitron emissziós tomográfia
PET/CT, 58, 64
PIU, *lásd* partícionált intenzitás uniformitás
pixel, 66
pont-alapú regisztráció, 82, 85, 92
pont-eloszlási modell, 92
pontosság, 53
pontszóródási függvény, 37
pozitron emissziós tomográfia, 58, 61, 64, 84, 86

R,G,B értékek, 11
Röntgen, 57, 59, 88, 97
rádióhullám, 98

- régió-alapú szegmentálás, 88
 régiönövelés, 89
 részecske szűrő, részecske követő, 130
 radar, 98, 101
 radiofarmakon, 58, 63, 64
 radioizotóp, *lásd* radiofarmakon
 Radon, 57, 60
 RAS koordináta-rendszer, 67, 68
 raszeteres kép, 46
 RBV kamera, 100
 rekonstrukció, 57, 58, 60, 61, 64
 rendszámfelismerés, 131

 sávkorlátolt jel, 28
 sávmenti pásztázó technika, 99
 sávszűrő, 42
 SAD, *lásd* intenzitások abszolút különbsége
 sagittális orientáció, *lásd* szeletorientáció
 sarokpont detektálás, 82, 92
 Shannon, Claude, 23
 Shepp-Logan szűrő, 61
 sinc függvény, 29
 snake, *lásd* aktív kontúr szegmentálás
 SPECT, *lásd* foton emissziós tomográfia
 spektrális reflektancia, 98
 spektrális reflektancia görbe, 98, 101
 spektrométer, 99
 spektrumátfedési hiba, 29
 spirál CT, 61
 SPOT űrprogram, 100
 SRTM modell, 101
 SSD, *lásd* intenzitások négyzetes különbsége
 színmélység, 24
 színskálás megjelenítés, 68, 105
 számítógépes tomográfia, 57, 58, 61, 65, 66, 68, 73, 88
 számítógéppel segített műtéttervezés, 62, 76, 78, 79
 szűrt visszavetítés, 61
 szeletorientáció, 68
 szelettávolság, 66
 szeletvastagság, 66
 szemantikai rés, 46
 szenzor-fúzió, 131

 színogram, 61
 sztereo képpár, 100
 sztereo képpárok, 101
 szubpixel, 24
 szuperfelbontás, 30

 többmodalitásos regisztráció, 81
 többszeletes rekonstrukció (vizualizáció), 69
 távolságtérkép-alapú képregisztráció, 84
 térfogat megjelenítés, 69
 túlexponált kép, 26
 Tihanyi Kálmán, 120
 TIROS űrprogram, 100
 TM kamera, 100
 transzaxiális orientáció, *lásd* szeletorientáció
 transzfer függvény, 70

 ultrahang képalkotás, 58, 66
 unitér transzformáció, 26
 UV sugárzás, 97

 vízválasztó szegmentálás, 89
 változásdetekció, 125
 valós-idejű feldolgozás, 115
 vektoros kép, 46
 voxel, 66

 WLD koordináta-rendszer, 67
 WordNet, 55

Irodalomjegyzék

- [1] Sz. V. Fomin A. N. Kolmogorov: *A függvényelmélet és a funkcionálanalízis elemei*. 1981, Műszaki Könyvkiadó.
- [2] National Electrical Manufacturers Association: Digital imaging and communications in medicine (DICOM), 2004. <http://dicom.nema.org/>.
- [3] I. Bankman: *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*. 2008, Academic Press.
- [4] P. J. Besl – N. D. McKay: A method for registration of 3D shapes. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 14. évf. (1992), 239–256. p.
- [5] G. Borgefors: An improved version of the chamfer matching algorithm. In *Proceedings of the 7th International Conference on Pattern Recognition* (konferenciaanyag), 2. köt. 1984, 1175–1177. p.
- [6] György Ábrahám: *Optika*. 1998, Pánum.
- [7] M. Bro-Nielsen: *Medical Image Registration and Surgery Simulation*. PhD értekezés (Informatics and Mathematical Modelling, Technical University of Denmark, DTU). Richard Petersens Plads, Building 321, DK-2800 Kgs. Lyngby, 1996.
URL <http://www.imm.dtu.dk/~bro/phd.html>. IMM-PHD-1996-25.
- [8] L. G. Brown: A survey of image registration techniques. *ACM Computing Surveys*, 24. évf. (1992) 4. sz., 325–376. p.
- [9] BT.500: Methodology for the subjective assessment of the quality of television pictures. <http://www.itu.int/rec/R-REC-BT.500/en> megtekintve: 2011. május 1.
- [10] P. J. Burt – E. H. Adelson: The laplacian pyramid as a compact code. *IEEE Transactions on Communications*, 31. évf. (1983), 532–540. p.
- [11] S. Butterworth: On the theory of filter amplifiers. *Wireless Engineer*, 7. évf. (1930), 536–541. p.
- [12] T.F. Chan – L.A. Vese: Active contours without edges. *IEEE Transactions on Image Processing*, 10. évf. (2001) 2. sz., 266–277. p.

- [13] K.W. Cheng – S.C. Chan: Fast block matching algorithms for motion estimation. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing* (konferenciaanyag), 4. köt. 1996, 2311–2314. p.
- [14] A. Collignon – F. Maes – D. Delaere – D. Vandermeulen – P. Suetens – G. Marchal: Automated multi-modality image registration based on information theory. In *Proceedings of Information Processing in Medical Imaging* (konferenciaanyag). 1995, 263–274. p.
- [15] T.F. Cootes – D. Cooper – C.J. Taylor – J. Graham: A trainable method of parametric shape description. *Image and Vision Computing*, 10. évf. (1992), 289–294. p.
- [16] Antonio Criminisi: Single-view metrology: Algorithms and applications. In *DAGM 2002 Symposium* (konferenciaanyag). 2002.
- [17] Gergely Császár – László Czúni: Visszacsatolás alapú képi indexelés. In *Képfeldolgozók és Alakfelismerők IV Konferenciája* (konferenciaanyag). 2004, 29–34. p.
- [18] E. Cuevas – D. Zaldivar – R. Rojas: Kalman filter for vision tracking. *Measurement*, 2005. Auguszt., 1–18. p.
- [19] L. Czúni – B. Vágvolgyi – T. Szirányi – T. Greguss: A compact panoramic visual sensor for intelligent applications. In *Proceedings of the 4th Asian Conference on Computer Vision (ACCV2000)* (konferenciaanyag). Taiwan, 2000, 258–263. p.
- [20] László Czúni – Gergely Császár – Dae-Sung Cho – Hyun Mun Kim: New algorithms for example-based super-resolution. In *Proc. of the 11th International Conference on Computer Analysis of Images and Patterns, Lecture Notes in Computer Science, Springer Verlag* (konferenciaanyag). Paris, 2005.
- [21] Chris Dance – Jutta Willamowski – Lixin Fan – Cedric Bray – Gabriela Csurka: Visual categorization with bags of keypoints. In *Proceedings of ECCV* (konferenciaanyag). 2004.
- [22] DCTune 2.0: Perceptual optimization of JPEG images (and perceptual error metric). <http://vision.arc.nasa.gov/dctune/> megtekintve: 2011. május 1.
- [23] Walter Dornberger: *V-2*. 1954, Ballantine Books, 14. p.
- [24] P. Duhamel – M. Vetterli: Fast Fourier transforms: a tutorial review and a state of the art. *Signal Processing*, 19. évf. (1990), 259–299. p.
- [25] L. Eikvil – R.B. Huseby: Traffic surveillance in real-time using Hidden Markov Models. 2001, O–Tu3B. p.
- [26] GIMP - GNU Image Manipulation Program. <http://www.gimp.org> megtekintve: 2011. május 1.
- [27] A.A. Goshtasby: *2-D and 3-D Image Registration*. New York, NY, 2005, John Wiley & Sons, Inc.

- [28] M. W. Green: The appropriate and effective use of security technologies in U.S. schools. a guide for schools and law enforcement agencies. *Technical report, Sandia National Labs*, 1999.
- [29] Rudolph J. Guttosch: Investigation of color aliasing of high spatial frequencies and edges for bayer-pattern sensors and Foveon X3 direct image sensors. http://www.foveon.com/files/Color_Alias_White_Paper_FinalHiRes.pdf megtekintve: 2011. május 1.
- [30] J.V. Hajnal – D.L.G. Hill – D.J. Hawkes: *Medical Image Registration*. Reading, Massachusetts, 2001, CRC Press.
- [31] T. Hartkens – K. Rohr – H.S. Stiehl: Evaluation of 3d operators for the detection of anatomical point landmarks in mr and ct images. *Computer Vision and Image Understanding*, 86. évf. (2002), 118–136. p.
- [32] R. Hartley – A. Zisserman: *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 2003, Cambridge University Press.
- [33] H. K. Hartline – H. G. Wagner – F. Ratliff: Inhibition in the eye of Limulus. *Journal of General Physiology*, 39. évf. (1956) 5. sz., 651–673. p.
- [34] László Havasi – Zoltán Szilávik: Using location and motion statistics for the localization of moving objects in multiple camera surveillance videos. In *Proceedings of the IEEE International Workshop on Visual Surveillance (ICCV)* (konferenciaanyag). 2009.
- [35] D.L.G. Hill – P.G. Batchelor – M. Holden – D.J. Hawkes: Medical image registration. *Physics in Medicine and Biology*, 46. évf. (2001. March) 3. sz., R1–R45. p.
- [36] How much information? 2003. A University of California, Berkeley felmérése. <http://www.sims.berkeley.edu/research/projects/how-much-info-2003/> megtekintve: 2011. május 1.
- [37] H.K. Huang – O. Ratib – A.R. Bakker – G. Witte: *Picture Archiving and Communication Systems (PACS) in Medicine*. Berlin Heidelberg, 1990, Springer-Verlag.
- [38] Intellio Kft. <http://www.intellio.eu> megtekintve: 2011. május 1.
- [39] IP/Networked video surveillance market: Equipment, technology and semiconductors, 2008. April. Report.
- [40] ISO/IEC JTC1/SC29/WG11 (2004-10). MPEG-7 Overview (version 10). <http://mpeg.chiariglione.org/standards/mpeg-7/mpeg-7.htm> megtekintve: 2011. május 1.
- [41] Kótai István: *A mikroszkóp használata*. Budapest, 1979, Natura.

- [42] Huang J. – Kumar S.R. – Mitra M. – Zhu W.J.: Image indexing using color correlograms. In *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (konferenciaanyag). San Juan, Puerto Rico, 1997, 762–768. p.
- [43] Anil K. Jain – Ruud Bolle – Sharath Pankanti: *Biometrics: Personal Identification in Networked Society*. 2005, Springer.
- [44] Lóki József: *Távérzékelés*. 2002, Debreceni Egyetem.
- [45] JP Freeman: Surveillance & security market trend, 2003. Report.
- [46] JPEG2000. <http://www.jpeg.org/jpeg2000/> megtekintve: 2011. május 1.
- [47] Kalman – Rudolph Emil: A new approach to linear filtering and prediction problems. *Transactions of the ASME–Journal of Basic Engineering*, 82. évf. (1960) Series D. sz., 34–45. p.
- [48] Zoltán Kató – László Czúni: *Számítógépes látás*. 2011, Typotex.
- [49] Bruno P. Kremmer: *A mikroszkóp használata*. 2008, Geobook.
- [50] Andrea Kutics – Akihiko Nakagawa: Semantic browsing and retrieval in image libraries. In *Proceedings of ICIAR, LNCS* (konferenciaanyag). 2004, 737–744. p.
- [51] K. Kyuma – E. Lange – J. Ohta – A. Hermanns – B. Banish – M. Oita: Artificial retinas–fast, versatile image processors. *Nature*, 372. évf. (1994) 197. sz., 259–299. p.
- [52] LabVIEW. <http://www.ni.com/labview/> megtekintve: 2011. május 1.
- [53] Mucsi László: *Műholdas távérzékelés*. Szeged, 2004, Libellus.
- [54] S. Lavallée: Registration for computer-integrated surgery: methodology, state of the art. In R. H. Taylor – S. Lavallée – G. C. Burdea – R. Mösges (szerk.): *Computer-integrated surgery, Technology and clinical applications*. 5 fejezet. 1996, MIT Press, Cambridge, MA, 77–97. p.
- [55] B. D. Lucas – T. Kanade: An iterative image registration technique with an application to stereo vision. In *Proceedings of Imaging Understanding Workshop* (konferenciaanyag). 1981, 121–130. p.
- [56] Magyar Bionikus Látásközpont. <http://lataskozpont.itk.ppke.hu/> megtekintve: 2011. május 1.
- [57] J. B. A. Maintz – M. A. Viergever: A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2. évf. (1998) 1. sz., 1–36. p.
- [58] Matlab. <http://www.mathworks.com/> megtekintve: 2011. május 1.

- [59] C. R. Maurer – J. M. Fitzpatrick: A review of medical image registration. In R. J. Maciunas (szerk.): *Interactive image-guided neurosurgery*. Park Ridge, IL, 1993, American Association of Neurological Surgeons.
- [60] M. McCahill – C. Norris: *Estimating the extent, sophistication and legality of CCTV in London*. 2003, Perpetuity Press.
- [61] C. Norris – G. Armstrong: *The Maximum Surveillance Society: The Rise of Closed Circuit Television*. 1999, Oxford: Berg Publishers.
- [62] K. Nummiaro – E. Koller-Meier – L.V. Gool: An adaptive color-based particle filter. *Image and Vision Computing*, 21. évf. (2003), 99–110. p.
- [63] Timo Ojala – Markus Aittola – Esa Matinmikko: Empirical evaluation of MPEG-7 XM color descriptors in content-based retrieval of semantic image categories. In *Proceedings of the 16th International Conference on Pattern Recognition* (konferenciaanyag), 2. köt. 2002, 1021–1024. p.
- [64] OpenCV. <http://opencv.willowgarage.com> megtekintve: 2011. május 1.
- [65] Kálmán Palágyi: *Képfeldolgozás haladóknak*. 2011, Typotex.
- [66] C. A. Pelizzari – G. T. Chen – D. R. Spelbring – R. R. Weichselbaum – C. T. Chen: Accurate three-dimensional registration of CT, PET, and/or MR images of the brain. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 13. évf. (1989) 1. sz., 20–26. p.
- [67] Pietro Perona – Jitendra Malik: Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. In *Proceedings of IEEE Computer Society Workshop on Computer Vision* (konferenciaanyag). 1987. November, 16–22. p.
- [68] William K. Pratt: *Digital Image Processing*. 2007, Wiley-Interscience.
- [69] W.H. Press – S.A. Teukolsky – W.T. Vetterling – B.P. Flannery: *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. 2nd. kiad. New York, NY, 1992, Cambridge University Press.
- [70] *Resolution from Contrast Modulation*. 2001, Video Electronics Standards Association (VESA), Display Metrology Committee, 76–77. p.
- [71] T. Roska – L. Chua: The CNN Universal Machine: An analogic array computer. *IEEE Trans. on Circuits and Systems-II*, 40. évf. (1993) 3. sz., 163–172. p.
- [72] János Schanda: *Szintervezés számítógépes felhasználás számára*. 2011, Typotex.
- [73] C. Andrew Segall – Rafael Molina – Aggelos K. Katsaggelos: High-resolution images from low-resolution compressed video. *Signal Processing Magazine*, 20. évf. (2003), 37–48. p.
- [74] C. E. Shannon: Communication in the presence of noise. In *Proc. Institute of Radio Engineers* (konferenciaanyag), 1. köt. 1949. January, 10–21. p.

- [75] L. A. Shepp – Y. Vardi: Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 1. évf. (1982), 113–122. p.
- [76] Arnold W. M. Smeulders – Marcel Worring – Simone Santini – Amarnath Gupta – Ramesh Jain: Content-based image retrieval at the end of the early years. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 22. évf. (2000. December), 1349–1380. p. ISSN 0162-8828. URL <http://portal.acm.org/citation.cfm?id=357871.357873>. 32 p.
- [77] M. Sonka – V. Hlavac – R. Boyle: *Image Processing: Analysis and Machine Vision*. 2007, CL-Engineering.
- [78] STATS. <http://www.stats.com/> meglekintve: 2011. május 1.
- [79] C. Stauffer – W. E. L. Grimson: Adaptive background mixture models for real-time tracking. In *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition* (konferenciaanyag), 2. köt. 1999, 246–252. p.
- [80] C. Studholme – D. L. G. Hill – D. J. Hawkes: An overlap invariant entropy measure of 3D medical image alignment. *Pattern Recognition*, 32. évf. (1999. Jan.) 1. sz., 71–86. p.
- [81] Television rides wires. *Popular Science*, 1949. February., 179. p.
- [82] Video Quality Experts Group. <http://www.vqeg.org> meglekintve: 2011. május 1.
- [83] P. Viola – W. M. Wells III: Alignment by maximization of mutual information. In *Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision* (konferenciaanyag). Los Alamitos, CA, 1995. Jun., 16–23. p.
- [84] W.M. Wells – P. Viola – H. Atsumi – S. Nakajima – R. Kikinis: Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Medical Image Analysis*, 1. évf. (1996) 1. sz., 35–51. p.
- [85] Norbert Wiener: *Extrapolation, Interpolation, and Smoothing of Stationary Time Series*. 1949, Wiley.
- [86] R.P. Woods – J.C. Mazziotta – S.R. Cherry: MRI–PET registration with automated algorithm. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 17. évf. (2003) 4. sz., 536–546. p.
- [87] Wordnet. A lexical database for English. <http://wordnet.princeton.edu/> meglekintve: 2011. május 1.
- [88] Beibei Zhan – Dorothy N. Monekosso – Paolo Remagnino – Sergio A. Velastin – Li-Qun Xu: Crowd analysis: a survey. *Machine Vision and Applications*, 19. évf. (2008) 5-6. sz., 345–357. p.