

A modulációs átviteli függvény

Porubszky Tamás

„Fodor József” Országos Közegészségügyi Központ Országos „Frédéric Joliot-Curie” Sugárbiológiai és Sugáregészségügyi Kutató Intézete, 1221 Budapest, Anna u. 5.

ÖSSZEFOGLALÁS. A modulációs átviteli függvény széles körben használatos képalkotó diagnosztikai eljárások fizikai képminőségének leírására. A cikk a röntgendiagnosztikai alkalmazásra vonatkoztatva ennek alapvető tudnivalóit ismerteti.

BEVEZETÉS

Optikai és röntgenképátviteli rendszerek kontrasztátvitelét régebben egyetlen, ún. határfelbontás érték megadásával jellemezték. Ez egyrészt szubjektív, másrészt sok esetben nem is áll közvetlen összefüggésben a képminőséggel, azaz előfordulhat, hogy két kép közül jól láthatóan a nagyobb határfelbontással rendelkező a rosszabb minőségű.

A teljesebb leírás - a rendszerszemlélet keretében - az ún. modulációs átviteli függvénnyel adható meg (angolul: modulation transfer function, rövidítése: MTF, németül: Modulationsübertragungsfunktion, rövidítése: MÜF).

ELMÉLETI ALAPOK

Szorítkozzunk a térbeli átvitelre (időben nem változó tárgy esetére) és egyelőre egydimenziós esetre. Ekkor a leképezendő tárgy (object) egy $o(x)$ x -tengely menti (intenzitás) eloszlással jellemezhető, a kapott kép (image) pedig egy $i(x)$ eloszlással. Természetesen a tárgy és a kép x -tengelye térbelileg nem esik egybe, és nagyítás/kicsinyítés is lehetséges. A kép egy adott pontjához a rajta leképeződő tárgypont koordinátáját rendeljük. A szóba jövő fizikai mennyiségek, amelyeknek az „intenzitásáról” van szó, különbözők lehetnek, de minden esetben térbelileg differenciális eloszlásukat kell tekinteni.

Ekkor $o(x)$ és $i(x)$ között – lineáris és (adott határokon belül) eltolásinvariánsan leképező rendszer esetén - a következő összefüggés áll fenn:

$$i(x) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x-x') o(x') dx', \quad (1)$$

ahol $f(x-x')$ a leképező rendszer ún. vonalszórás függvénye (angolul: line spread function, rövidítése: LSF). Ez egy x helyen elhelyezkedő, infinitezimálisan keskeny, x -tengelyre merőleges, végtelen hosszú, összesen egységnyi intenzitású rés (vonala alakú forrás) képének intenzitás-eloszlását adja meg. (1) egy konvolúciós integrál, ezért $i(x)$, $f(x)$ és $o(x)$ Fourier-transzformáltjaira az alábbi egyszerű összefüggés áll fenn:

$$I(v) = F(v) O(v). \quad (2)$$

$O(v)$ -t a tárgy, $I(v)$ -t a kép térbeli frekvencia-eloszlásának nevezzük, v pedig a térbeli frekvencia. $F(v)$ -t, amely valós változós komplex függvény, általában optikai átviteli függvénynek (optical transfer function, rövidítése: OTF) nevezik. Trigonometrikus alakjának módusa a (valós) modulációs átviteli függvény (MTF, jelölik M -mel is), amelyet l -re normálnak:

$$M(0) = 1,$$

argumentumát pedig fázisátviteli függvénynek (phase transfer function, rövidítése: PTF) nevezik. Az utóbbinak a röntgen képalkotó rendszerek esetén nincs jelentősége, ezért a továbbiakban csak az MTF-fel foglalkozunk.

Kétdimenziós tárgyra és képre áttérve a fenti egyváltozós függvényeket

kétváltozósakkal kell helyettesíteni. Ekkor az LSF helyett az ún. *(kép)pontszórás függvény* (point spread function, rövidítése: PSF) szerepel, és maga az MTF is kétdimenziós lesz. A gyakorlatban rendszerint egydimenziós mérésre szorítkoznak, esetleg ezt két, egymásra merőleges irányban is elvégzik. Izotróp rendszerek esetén a PSF forgásszimmetrikus, az egydimenziós MTF pedig irányfüggetlen lesz.

A (2) egyenletből az is következik, hogy *egy több tagból álló leképező rendszer MTF-je az egyes tagok MTF-jeinek szorzataként adódik*. Ebből látható, hogy a rendszer egészének átvitelét mindig a legrosszabb átvitelű tag korlátozza (Röntgenképerősítő-optika-TV-lánc rendszer esetén ez általában a TV-lánc.). A leggyengébb tag felismerése lehetőséget ad az ésszerű, koncentrált fejlesztésre.

Meg kell még jegyezni, hogy ha az átviteli rendszernek, illetve valamely tagjának nagyítása/kicsinyítése van, akkor csak azonos frekvenciára transzformálva kapunk értékelhető eredményeket. Általában a tárgy térfrekvenciájára szokás minden MTF-et vonatkoztatni, vagyis a nagyításnak megfelelő arányban a frekvenciaskálát is változtatni, így N -szeres nagyítás esetén a (2) egyenlet így módosul:

$$I\left(\frac{1}{N}\nu\right) = F(\nu) O(\nu). \quad (3)$$

Ha a számításokat egy szinuszosan váltakozó intenzitású, ν frekvenciájú $o(x)$ eloszlásra elvégezzük, azt kapjuk, hogy a ν -höz tartozó érték

$$M(\nu) = \frac{C_i}{C_o} \quad \text{és} \quad C = \frac{A-B}{A+B}, \quad (4)$$

ahol C_o a tárgyoldali és C_i a képoldali kontraszt, a definíció szerint értelmezve, amelyben A a legnagyobb és B a legkisebb intenzitás értéke. Emiatt az MTF-et néha kontrasztátviteli függvénynek is nevezik. Ügyelni kell azonban arra, hogy (4) csak szinuszos eloszlású tárgy átvitelére igaz, négyyszögjel esetén az eltérést korrekcióba kell venni [4].

MÉRÉSI MÓDSZEREK

Elméletileg a legkézenfekvőbb mérési módszer az, ha olyan tárgyat választunk, amelyre a (2) képletben szereplő frekvencia-eloszlás

$$O(\nu) = \text{konstans}. \quad (5)$$

Ekkor a kép $I(\nu)$ frekvencia-eloszlása – normálási tényezőtől eltekintve – közvetlenül adja a rendszer MTF-jét. A Fourier-transzformáció elméletéből ismeretes, hogy az (5)-nek megfelelő frekvencia-eloszlású tárgy egy infinitezimálisan keskeny rés, amelynek térbeli intenzitáseloszlását egy Dirac-féle $\delta(x-x')$ függvény adja meg (lásd pl. [6]).

Természetesen a valóságban csak véges szélességű rést lehet előállítani, ez a probléma azonban áthidalható, mert az ebből eredő eltérést a számításoknál korrekcióként figyelembe lehet venni. $I(\nu)$ sem mérhető közvetlenül, hanem csak $i(x)$, amelyet azután Fourier-transzformálni kell. Ez csak számítógéppel végezhető el. Maga a mérés is rendkívül finom, precíziós berendezést igényel. Ilyen elven működő mérőberendezés épült a német Optische Werke G. Rodenstock cégnél [5].

Az MTF mérésére más módszerek is lehetségesek. Eltérés lehet a tárgy (vizsgálóábra) fajtájában vagy a kép kiértékelésének módszerében.

A végtelen frekvenciaspektrumú rés helyett alkalmazhatunk egyetlen frekvencia-összetevőt tartalmazó periodikus ábrát, illetőleg ilyenek sorozatát. Elvileg szinuszos transzmissziójú minta lenne a legmegfelelőbb, de ez a gyakorlatban nemigen valósítható meg, sőt röntgensugárzás esetén az energiafüggő sugárgyengülés miatt elméletileg sem. A gyakorlatban négyyszög hullám transzmissziójú, azaz világos és sötét sávokból álló vizsgálóábrákat alkalmaznak.

Egyetlen vizsgálóábrán is fel lehet venni egy egész térfrekvencia-sorozatot. Röntgensugárzáshoz ilyenek gyártása ugyan technológiailag igen igényes feladat

(tudomásunk szerint az ilyeneket kínáló cégek mind egyetlen gyártótól szerzik be a vizsgálóábrákat), alkalmazásuk azonban igen egyszerű. Mindössze a keletkező kép kontrasztját kell megmérni, és a térfrekvencia függvényében felvett pontokra görbét illesztve közvetlenül kapjuk az MTF-et (eltekintve a fentebb említett korrekciótól). A módszer hátránya, hogy az eredmény nemcsak a vizsgált rendszertől függ, hanem a vizsgálóábra tulajdonságai is szerepet játszanak (a tárgykontraszt a technológiai megvalósítás pontosságától függően változik). Minthogy azonban a gyakorlatban ez a pontosság többnyire elegendő és a módszer egyszerű, az eljárást igen elterjedten alkalmazzák.

A holland Oldelft cég (ma a Nucletron cég része) Odeta néven kifejlesztett egy kis sorozatban gyártott félautomatikus MTF-mérő berendezést [2,3]. Ez elsősorban optikai mérésekre készült, de kiegészítésekkel alkalmassá tehető röntgenrendszerek mérésére is. Az Odeta elvi alapja a fény útjának megfordíthatósága. Így próbatárgyként keskeny rést, a kép kiértékelésére pedig optikai térfrekvencia-szűrőt alkalmaz. Ez utóbbi lehetővé teszi, hogy ne kelljen intenzitás-eloszlást mérni. Maga az eszköz két, egymással szöget bezáró rács egymásra helyezésével létrejövő ún. Moiré-rács, amelynek térbeli frekvenciája a két rács egymáson való elforgatásával változtatható. A Moiré-rács mögött elhelyezett detektor (fotoelektronsokszorozó) a rácson átjutó fény intenzitásával arányos jelet szolgáltat. A rács transzmissziója fűrészjel (háromszög) alakú, de a berendezés elektronikus úton kiszűri a felharmonikusokat és ezáltal 1 %-nál nagyobb pontossággal megközelíti a szinuszhullámú mintával elérhető eredményeket. A rácsok motorikus mozgatásával egy frekvenciaskálán végigfutva és a kimenőjel burkológörbáját felrajzolva a gép a rés *képének* frekvencia-eloszlását szolgáltatja. Hogy pontos MTF értéket kapjunk, természetesen a véges résszélesség befolyását, továbbá a leképezési láncba bekerült, de mérni nem kívánt elemek (pl. segédobjektívek) MTF-jét utólag korrekcióként számításba kell venni.

Az 1980-as évek elején a Medicor röntgenfejlesztése vásárolt egy ilyen berendezést. Az évek során mindössze néhány röntgenobjektív és röntgenképerősítő mérése történt rajta, 1991-ben pedig eladták a KERMI-nek. Sorsáról azóta nincs tudomásunk.

Optikai átviteli függvények mérése területén (a fázisátvitelt is beleértve) a Budapesti Műszaki Egyetemen Ábrahám György [1] végzett kutatásokat és valósított meg egy korszerű mérőberendezést, amelynek alapja az ún. intenzitáslépcső (egységugrás-függvény) leképezése.

IRODALOM

1. Ábrahám György: Kandidátusi értekezés. Budapest, 1984.
2. Bouwers, A.: The practical value of contrast transfer in radiology. In: Moseley, R. D., Jr., Rust, J. H. (eds): Diagnostic Radiologic Instrumentation. Modulation Transfer Function, pp. 3-13. Charles C Thomas, Springfield, 1965.
3. Bouwers, A.: Selected Scientific Papers. pp. 578-588. North-Holland, Amsterdam. 1969.
4. Coltman, J. W.: J. Opt. Soc. Amer. 44. 468-471, 1954
5. Kuttner, P.: Appl. Optics 7. 1029-1033. 1968
6. Zeldovics, Ja. B., Miskisz. A. D.: Az alkalmazott matematika elemei. Gondolat. Bp., 1978, pp. 548-591