

**DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS**

**Dr. Szatmáriné Egeresi Lilla**

**Egyetlen CT szeleten alapuló dózis- és testalak-beclési  
módszerek vizsgálata**

**DEBRECENI EGYETEM  
Molekuláris Orvostudomány Doktori Iskola  
Debrecen, 2025**

**DOKTORI (PhD) ÉRTEKEZÉS**

**Egyetlen CT szeleten alapuló dózis- és testalak-becslési  
módszerek vizsgálata**

**Dr. Szatmáriné Egeresi Lilla**

**Témavezető: Dr. Balkay László**



**DEBRECENI EGYETEM**  
**Molekuláris Orvostudomány Doktori Iskola**  
**Debrecen, 2025**

# Tartalomjegyzék

1.	A disszertációban használt rövidítések jegyzéke.....	4
2.	Bevezetés.....	6
3.	Irodalmi áttekintés.....	8
3.1.	CT vizsgálatok páciens dózisa.....	8
3.1.1.	Ionizáló sugárterheléssel járó vizsgálatok hatásai.....	8
3.1.2.	Ionizáló sugárzás hatását jellemző mérőszámok.....	9
3.1.3.	CT vizsgálatok dózist leíró alapvető mérőszámok.....	9
3.1.4.	Méret specifikus CT dózis jellemzők.....	14
3.1.5.	CT dózismonitorozó alkalmazások bemutatása.....	20
3.1.6.	A Debreceni Egyetemen fejlesztett dózismonitorozó program.....	21
3.1.7.	A páciens dózist befolyásoló technikai lehetőségek.....	29
3.2.	Zsírszövet szegmentálás CT-vel.....	31
3.2.1.	CT képek Hounsfield egysége.....	31
3.2.2.	HU alapú szegmentáció.....	33
3.2.3.	Hogyan lehet a legjobban felmérni a hasi elhízást?.....	35
3.2.4.	CT alapú zsír szövet meghatározásának klinikai jelentősége.....	38
4.	Célkitűzés.....	42
5.	Anyagok és módszerek.....	43
5.1.	Páciens dózisok vizsgálata DoseWatch és DE-DMS alkalmazásokkal.....	43
5.2.	Zsír szövet szegmentálás.....	46
6.	Eredmények.....	51
6.1.	Páciens dózist leíró paraméterek összefüggéseinek analízise CT vizsgálatokban.....	51
6.1.1.	Dózismonitorozó programok adatainak általános összehasonlítása.....	51
6.1.2.	Effektív dózis adatok összehasonlítása.....	53
6.1.3.	SSDE értékek elemzése.....	56
6.1.4.	Az SSDE, az ED és a SED dózis adatok összefüggései.....	58
6.2.	A zsír szövet szegmentálás és a BMI becslés eredményei.....	62
6.2.1.	A szegmentálás hatása a SAT és VAT értékekre.....	62
6.2.2.	SAT és VAT adatok kapcsolata a páciens testtömegével.....	64
6.2.3.	A röntgensugárzás intenzitásának hatása.....	66
6.2.4.	A becsült BMI megbízhatósága.....	66
6.2.5.	A szegmentáláshoz kiválasztott axiális anatómiai pozíció jelentősége.....	67
6.2.6.	Modell alapú BMI becslés.....	69
7.	Megbeszélés.....	73
7.1.	Páciens dózist leíró paraméterek összefüggéseinek analízise CT vizsgálatokban.....	73
7.1.1.	A DLP, az ED és az SSDE adatok elemzése.....	74
7.1.2.	Méretspecifikus dózisok közötti összefüggések.....	76

7.1.3. Páciens dózis analízis erősségei és limitációi .....	77
7.2. Zsírszövet- és BMI becslés egyetlen CT kép alapján .....	79
7.2.1. A szegmentálás hatása a zsírszövet mennyiségekre.....	79
7.2.2. Zsírszövet kapcsolata a testtömeggel és testtömegindexekkel .....	80
7.2.3. BMI becsló modellek összehasonlítása .....	81
7.2.4. Zsírszövet-szegmentálás korlátai a vizsgálatunkban.....	82
8. Összefoglaló.....	83
9. Summary .....	84
10. Irodalomjegyzék .....	85
11. Tárgyszavak .....	93
12. Keywords.....	94
13. Köszönetnyilvánítás.....	95
14. Publikációs lista .....	96

## 1. A disszertációban használt rövidítések jegyzéke

AAPM	American Association of Physicists in Medicine; Amerikai Orvosi Fizikusok Társasága
ACOG	American College of Obstetricians and Gynecologists; Amerikai Szülész-Nőgyógyászok Kollégiuma
ACR	American College of Radiology, Amerikai Radiológusok Társasága
AEC	Automatic Exposure Control, automatikus expozíció-vezérlő
ALARA	As Low As Reasonably Achievable, ésszerűen elérhető legkisebb
AP	Abdomen and Pelvis; Has és medence
AT	Adipose Tissue, zsírszövet
BIA	Bioelectrical Impedance Analysis; Kettős hasi bioelektromos impedancia-analízis
BMI	Body Mass Index; Testtömegindex
CA	Chest-abdomen; Mellkas-has
CAP	Chest-abdomen-pelvis; Mellkas-has-medence
CT	Computer Tomography; Komputertomográfia
CTDI	CT Dose Index; CT dózisindex
DE-DMS	Debreceni Egyetem Dózismonitorozó Szervere
DEXA	Dual-energy x-ray absorptiometry; Duál-energiás röntgen abszorpciometria
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine, Digitális képalkotás és kommunikáció az egészségügyben
DLP	Dose Length Product, Dózis hossz szorzat
DRL	Dose Reference Level; Dózis referencia szintek
DW	DoseWatch
ED	Effective Dose; Effektív dózis
EESZT	Elektronikus Egészségügyi Szolgáltatási Tér
EMMI	Emberi Erőforrások Minisztériuma
FDG	<sup>18</sup> F-fluor-2-dezoxi-D-glükóz
GDPR	General Data Protection Regulation, Általános adatvédelmi rendelet
GE	General Electric
HU	Hounsfield egység

ICRP	International Commission on Radiological Protection; Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság
IEC	International Electrotechnical Commission; Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság
KSH	Központi Statisztikai Hivatal
MI	Mesterséges intelligencia
MR	Magnetic Resonance; Mágneses rezonancia
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
ODBC	Open Database Connectivity, Nyílt adatbázis-kapcsolati szabvány
ODM	Organ Dose Modulation; Szerv dózis moduláció
PACS	Picture Archiving and Communication System, Képtároló és kommunikációs rendszer
PET	Positron Emission Tomography; Pozitron emissziós tomográfia
PMMA	polymetil metakrilát
RDSR	Radiation Dose Structured Report, Sugárdózis strukturált jelentés
RIS	Radiology Information System; Radiológiai információs rendszer
ROI	Region of Interest, Vizsgálati terület
SAT	Subcutaneous Adipose Tissue; Szubkután zsírszövet
SED	Size Specific Effective Dose; Méretspecifikus effektív dózis
SQL	Structured Query Language, Strukturált lekérdezőnyelv
SSDE	Size Specific Dose Estimate; Méretspecifikus dózis becslés
SUV	Standard Uptake Value
TNF-a	Tumor Nekrózis Faktor alfa
UH	Ultrasound; Ultrahang
VAT	Visceral Adipose Tissue; Zsigeri zsírszövet
WHO	World Health Organization; Egészségügyi Világszervezet

## 2. Bevezetés

Az orvosi gyakorlatban rutinszerűen a komputertomográfiás (CT) felvételeket elsősorban kórképek diagnosztizálására, elváltozások karakterizálására, tumorok nyomonkövetésére, sugárkezelések tervezésére, és szövettani mintavételezésekhez használják, azonban számos további, igen releváns és hasznos információt is tartalmaznak a képek.

A CT igen kimagasló diagnosztikus érzékenysége mellett azonban mindig figyelembe kell venni a betegeket terhelő dózist is. Az ionizáló sugárzással járó orvosi képalkotó vizsgálatok során a páciens dózisa fele a CT leképezéseknél keletkezik. Bár a gyártók technológiai fejlesztései csökkentik a páciensek egyszeri, egyéni dózisait, a CT készülékek számának töretlen növekedése, illetve az ezt indokló tumoros betegek diagnosztikai igényeinek növekedése együttesen mégis hozzájárulnak a kumulatív dózisok emelkedéséhez [1-4]. A röntgensugárzással járó vizsgálat során a betegeket érő sugárterhelést valamilyen módon mérni, becsülni szükséges. A megfelelő szakmai háttérrel ellátott radiológiai intézmények saját programokat is kifejleszthetnek dózismonitorozás céljából, azonban számos gyártó is kínál program-rendszereket erre a célra. A CT diagnosztikában alkalmazott tipikus elnyelt dózis mértékek a „dose length product” (DLP), és a „size specific dose estimate” (SSDE), továbbá a rákos betegség kialakulásának rizikóját is jelző effektív dózis (ED). Ezek közül az egyetlen szelet alapján meghatározott SSDE-t tekintik ma a legelőnyösebbnek az ajánlások, mivel az SSDE érték figyelembe veszi a vizsgált páciens egyedi méretét is, míg az ED csupán egy átlagos betegméretre vonatkozó becslés, mely fantom méréseken alapul. Az elmúlt években azonban megjelent a „size specific effective dose” (SED) fogalom is, azonban ennek a CT scan alapján történő becsléséről még kevés adat áll rendelkezésre. Bár a betegdózis és a képminőség optimalizálása látszólag technikai problémának tűnik, a diagnosztikai minőségre vonatkozó globális hatása miatt igen aktív kutatások tárgya lett [5-6].

Egy speciális, de igen fontos kutatási alkalmazása a CT-nek, az eltérő szövetek megkülönböztetése, szegmentálása. Például a hasi régióról készített CT felvételeken a különböző zsírszövet és izomszövet mennyiségét [7], annak változását lehet nyomon követni, illetve ezek értékét a klinikai kórképekkel korrelálva lehet vizsgálni. Továbbá hasznos adat a testmérettel vagy testtömegindexszel (BMI) kapcsolatos kutatásokban is [8-9]. Nyilvánvaló tény az is, hogy egy adott CT vizsgálatból nem lehet meghatározni a teljes test zsír- és izomszövet tartalmát, ezért általános törekvéssé vált az irodalomban, hogy egyetlen axiális szelet alapján történjen egy becslés. Az optimális szelet anatómiai pozícióját illetően azonban távolról

sincs konszenzus a publikációkban, továbbá a szegmentálás konkrét Hounsfield (HU) értékei sem egységesek [10-11].

Az egyetlen axiális CT szeletből történő testösszetétel- és dózis-becslés több szempontból is előnyt jelent a klinikai és kutatási gyakorlatban. Egyrészt, ez a megközelítés egyszerűsíti az adatfeldolgozást, csökkenti a szükséges manuális munkaigényt, valamint lehetővé teszi a nagy mintaszámú populációk gyors és reprodukálható elemzését. Az évek során számos tanulmány rámutatott arra, hogy bizonyos anatómiai régiók megfelelően reprezentálják a teljes test zsír- és izom-eloszlását, így egy jól megválasztott szelet alapján becsülhetőek azok a paraméterek, amelyek a testméretet és a szervezet anyagcsere-állapotát is jól leírják. Emellett, az egyetlen CT szelet alapján becsült SSDE és SED is személyreszabottabb dózisbecslést tesz lehetővé, melynek kiemelt jelentősége van a rohamosan növekvő CT vizsgálatok száma miatt.

Az értekezést megalapozó kutatási eredményeink a CT vizsgálatokat érintő két nagyobb területre vonatkoztak. Egyrészt a Debreceni Egyetem Klinikai Központ Orvosi Képpalkotó Klinika Radiológiáján (DE KK OKK Radiológia) kifejlesztett dózismonitorozó rendszerünk (DE-DMS) és a GE DoseWatch programjának képességeit hasonlítottuk össze, illetve vizsgáltuk meg részletesebben. Az analízisbe az elmúlt néhány év CT vizsgálatára vonatkozó DLP, SSDE, és ED adatokat vontuk be. Külön cél volt továbbá a SED, illetve az ED és az SSDE dózis paraméterek összefüggéseinek analízise, illetve annak vizsgálata, hogy a SED becsülhető-e a konkrét CT scan alapján. A két program által becsült értékek összehasonlítása hozzájárult a DE-DMS validálásához és tovább fejlesztéséhez is. A másik kutatási kérdésben a CT alapú zsírszövet szegmentálás módszerét analizáltuk eltérő HU küszöb értékek és különböző anatómiai régió kiválasztásával, hogy adatokat kapjunk a technika érzékenységére vonatkozóan. Továbbá megvizsgáltuk azt a kérdést is, hogy egyetlen hasi CT szelet mennyiben elegendő a páciens alakjának becsléséhez.

## 3. Irodalmi áttekintés

### 3.1. CT vizsgálatok páciens dózisa

#### 3.1.1. Ionizáló sugárterheléssel járó vizsgálatok hatásai

Az 1895-ben Wilhelm Conrad Röntgen által felfedezett röntgensugárzást használják a hagyományos röntgen- és CT vizsgálatoknál is, melyről ismert tény, hogy kiemelten hasznos a klinikum, de az orvostudomány számára is, annak ellenére, hogy akár biológiailag káros hatást is okozhat. Emiatt minden egyes alkalommal, amikor röntgensugárzással járó vizsgálatot végzünk, szem előtt kell tartanunk az ALARA (As Low As Reasonably Achievable) elvet, és törekednünk kell arra is, hogy a keletkezett képanyagból – lehetőség szerint – a lehető legtöbb információt nyerjük ki.

A röntgensugárzás biológiai hatásait az emberi szervezetre két csoportba sorolhatjuk: determinisztikus (küszöbdózisfüggő) és sztochasztikus (véletlenszerű) hatás. A korai (akut) hatások csak determinisztikusak lehetnek, míg késői hatásként mindkét forma megjelenhet. A determinisztikus hatás azon biológiai hatás, mely kivétel nélkül minden egyes besugárzott egyedben megjelenik, amennyiben a dózis meghaladja az adott egyedre és adott biológiai hatásra jellemző küszöbértéket. Jellemzően nem jelenik meg a küszöbértéknél kisebb dózisok esetén, a küszöbérték feletti dózisok esetén a létrejövő biológiai hatás súlyossága monoton kapcsolatban van a dózissal. Ilyen sérülés lehet például a nem malignus bőrsérülés, a szürke hályog vagy a sejtszámcsökkenés a csontvelőben. Sztochasztikus sugárhatás esetén nincs küszöbdózis, megjelenése statisztikai törvényszerűségeket mutat, vagyis egy besugárzott populációban várható gyakoriságuk nő a dózissal, nem pedig a betegség súlyossága. Ezen hatások csak néhány egyedben lépnek fel, látszólag véletlenszerűen. [12].

A fentebb említett biológiai károsodások miatt említést kell tennünk a sugárvédelem alapelveiről, melyek a következők: indokoltság, optimálás és korlátozás. Indokoltságnál fontos, hogy a sugárhatás járjon együtt valamilyen belőle származó haszonnal. Az ionizáló sugárzás kibocsátásával járó tevékenység csak akkor engedélyezhető vagy tartható fenn, ha indokolható, hogyha a társadalom haszna ellensúlyozza a sugárzás esetleges káros következményeit. Optimálás, vagyis a haszon nagyobb legyen a kockázatnál. Bármilyen sugárforrást alkalmazó tevékenység esetében (kivéve sugárterápia) a védelmet és a biztonságot optimálni kell annak érdekében, hogy az egyéni dózisok nagysága, a sugárzásnak kitett személyek száma és a

sugárterhelés valószínűsége az ésszerűen elérhető legalacsonyabb szinten maradjon. Tekintettel kell lenni a gazdasági és társadalmi tényezőkre is. Korlátozás, azaz az egyéni dózis nem haladhatja meg az előre meghatározott, a körülményeknek megfelelő törvényes korlátot, azonban ezen pont az orvosi célú sugárterhelésekre nem vonatkozik [12].

### 3.1.2. Ionizáló sugárzás hatását jellemző mérőszámok

#### 3.1.2.1. Általános mérőszámok

##### Elnyelt dózis

A sugárzások biológiai hatása a tömegegységenként elnyelt sugárzási energiával mutat összefüggést, melyet elnyelt dózissal nevezünk:

$$D = \frac{dE}{dm} [Gy \stackrel{\text{def}}{=} J/kg] \quad (1)$$

##### Időegységenként elnyelt dózis

Az időegységenként elnyelt dózist dózisintenzitásnak nevezzük:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} [Gy] \quad (2)$$

##### Egyenértékdózis

A különböző típusú sugárzásokból elnyelt dózisok biológiai hatása különbözik. Azt a számot, mely megmondja, hogy egy bizonyos sugárzási fajta biológiai hatása hányszorosa az ugyanolyan elnyelt dózissal sugárzott röntgen- vagy gamma-sugárzásénak, sugárzási súlytényezőnek ( $w_R$ ) nevezzük. Egy bizonyos sugárzás egyenértékdózisa az a röntgen-dózis, amelynek ugyanakkora biológiai hatása lenne:

$$H_{T;R} = D_{T;R} \times w_R [Sv] \quad (3)$$

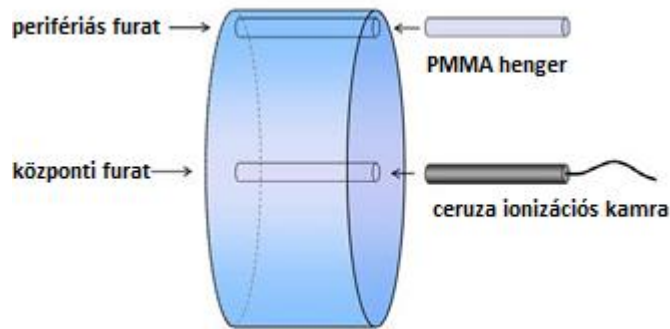
Itt az  $R$  index a sugárzás fajtájára, a  $T$  a besugárzott szövet típusára utal [12].

### 3.1.3. CT vizsgálatok dózissát leíró alapvető mérőszámok

#### CT Dose Index (CTDI)

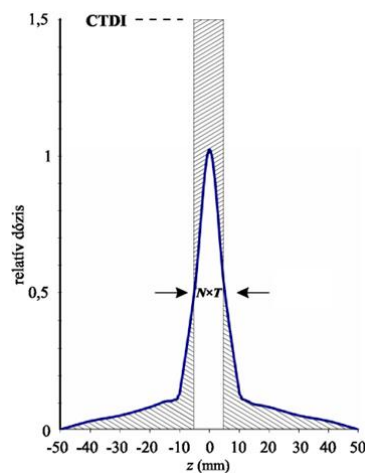
A  $CTDI_{100}$ ,  $CTDI_w$  és  $CTDI_{vol}$  értékek a Nemzetközi Elektrotechnikai Bizottság (IEC: International Electrotechnical Commission) előírások által plexi fantomban mért elnyelt

dózismennyiségek, melyek mértékét tipikusan mGy egységben adják meg. Fontos megjegyezni, hogy egyik sem konkrét páciens dózis, hanem a CT által definiált besugárzási paramétereiktől (csőfeszültség, csőáram-ido szorzat, pitch faktor, körbefordulási idő) függő, a fantomban elnyelt dózis érték. Meghatározásához szükség van 100 mm hosszúságú ceruza ionizációs kamrára, 16 és 32 cm átmérőjű, 15 cm hosszúságú plexi fantomra, mely rendelkezik egy centrális és négy perifériás 9 mm átmérőjű furattal (**1. ábra**).



**1. ábra** CTDI meghatározásához használt polimetil metakrilát (PMMA) fantom, melyen látható a centrális furat és egy perifériás furat, valamint egy ceruza ionizációs kamra [13]

CTDI<sub>100</sub> meghatározás esetén az ionizációs kamrát a centrális furatba kell helyezni, a többi furatot polimetil metakrilát (PMMA) hengerrel kell kitölteni, hogy homogén fantomot kapjunk. A CTDI<sub>100</sub> az egyetlen axiális szelethez tartozó D(z) vonalmenti dóziseloszlás (dózisprofil) integrálja (**2. ábra**).<sup>=</sup>



**2. ábra** A CTDI értelmezéséhez tartozó dózisprofil [14]

Értéke azonos azzal a dózisértékkal, amely akkor jönne létre, ha az elnyelt dózisprofil nem terülne szét, azaz teljesen egy olyan téglalapban koncentrálna, amelynek szélessége megegyezik a névleges szeletvastagsággal [14]. Leitz és munkatársai javaslatára [15]

szabványosították a vonalmenti integrálás határértékeit +/- 50 mm-ben [16-17], és az alábbi módon számolható:

$$CTDI_{100} = \int_{-50\text{ mm}}^{+50\text{ mm}} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (4)$$

ahol  $D(z)$  a dózisprofil és  $N \times T$  a névleges szeletvastagság ( $N$ -szeletek száma,  $T$ -szeletvastagság), amit ma már névleges kollimációs szélességnek vagy kollimációnak nevezünk. Ahhoz, hogy a CTDI ne csak a centrumra vonatkozzon, hanem az egész keresztmetszetre jellemző dózisérték legyen, bevezették a  $CTDI_w$ -t:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100}(\text{közepén}) + \frac{2}{3} CTDI_{100}(\text{periférián}) \quad (5)$$

ahol a  $CTDI_{100}(\text{center})$  a fantom közepén, a  $CTDI_{100}(\text{periférián})$  pedig a négy perifériás érték átlaga. Vagyis méréskor a PMMA fantom perifériáján levő 4 furatba is elhelyezendő az ionizációs kamra.

Helikális vizsgálat esetén a  $CTDI_w$ -t a  $p = \frac{S}{N \times T}$  ún. pitch faktorról is el kell osztani ( $S$ : asztal-elmozdulás egy körülfordulás alatt), hogy az ágymozgást is figyelembe vegyünk, és ez definiálja a  $CTDI_{vol}$  (Volumetric CT Dose Index) értéket. Ma már a CT vizsgálatok közel 100%-a helikális, így ez a leggyakrabban alkalmazott CTDI adat [18]. A  $CTDI_{vol}$  értéke szeletenként eltérő értéket mutat a dózismoduláció miatt.

2002 óta minden CT készüléknek képesnek kell lennie megjelenítenie és tárolnia ezt az értéket (a "dose length product"-al, DLP-vel együtt) a vizsgálat elvégzése során [16], melynek célja, hogy a kezelő személyzet tájékoztatást kapjon a beteg dózisát illetően, továbbá a dózismenedzsmentet és a dokumentálhatóságot elősegítse.

### **Dózis-hossz szorzat (DLP)**

Ahhoz, hogy olyan dózis számmal is rendelkezünk, mely tükrözi a vizsgált testben elnyelt összes energiát, bevezetésre került a dózis-hossz szorzat (DLP) fogalma, melyet a következőképpen kell kiszámolni:

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \text{ [mGy} \cdot \text{cm]} \quad (6)$$

ahol  $L$  a vizsgálat axiális hosszúsága (scan-hossz) cm-ben kifejezve. A CTDI ugyan a dózismoduláció miatt szeletenként változhat, ilyen esetben a total DLP-t elvben a fenti képlet z irányú integrálja adja. Ez a gyakorlatban (a szeletvastagság állandósága miatt) a következő képlettel helyettesíthető:

$$DLP_{total} = st \sum_n CTDI(n)_{vol}, \quad (7)$$

ahol st a rekonstruált szeletvastagságot, a  $CTDI(n)_{vol}$  pedig az n-edik szeletben mért  $CTDI_{vol}$  értéket jelenti. Mivel dózis modulációnál a CTDI nem állandó, így ilyenkor jellemző értéknek vagy a mediánt, vagy a  $DLP_{total}/L$  értéket használják. Sajnos gyártónként eltérő, hogy a  $CTDI_{vol}$  adatok szeletenként kiolvashatók-e vagy sem. A CTDI és a DLP legnagyobb hátránya, hogy nem veszi figyelembe a különböző páciens méreteket, ezért számos vizsgálatnál alul vagy felül becsülheti a páciens sugárterhelését, illetve az ebből származó egészségügyi kockázatot.

### Effektív dózis (ED)

A különböző szövetek sugárérzékenysége sem egyforma. Azt az arányszámot, amely megmutatja, hogy egy adott szerv (szövet) besugárzásának egészségügyi (pl. rákkeltő) kockázata hogyan aránylik ahhoz, mintha az egész testet egyenletesen, ugyanakkora dózissal sugároznának be, szöveti súlytényezőnek ( $w_T$ ) hívunk. A definícióból következik, hogy a szöveti súlytényezők mindig 1-nél kisebb számok, és az összes szövet súlytényezőjének az összege 1-et kell, hogy adjon [12]. Az egyes szerveket, szöveteket érő egyenértékdózisoknak ( $H_T$ ) a szöveti súlytényezővel ( $w_T$ ) súlyozott szorzata az effektív dózis, melynek jele E és mértékegysége a mSv [19]. A Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP: International Commission on Radiological Protection) adott páciensméretek esetén határozta meg, hogy a sztochasztikus hatásokból eredő károsodás milyen mértékű a fontosabb szervekre, szövetekre. A következő táblázat (**1. táblázat**) tartalmazza a legfrissebb ICRP 103-as ajánlás [19] jellemző szöveti súlytényező faktorait:

Szövet	$w_T$
Vörös csontvelő, Vastagbél, Tüdő, Gyomor, Emlő, Egyéb szervek	0,12
Gonádok	0,08
Hólyag, Nyelőcső, Máj, Pajzsmirigy	0,04
Csont felszín, Agy, Nyálmirigyek, Bőr	0,01
Egyéb szervek: Mellékvesék, Extrathorakális régió, Epehólyag, Szív, Vesék, Nyirokcsomók, Izomszövet, Szájnyálkahártya, Proszta, Vékonybél, Lép, Csecsemőmirigy, Méh/Méhnyak	

**1. Táblázat:** ICRP 103 ajánlása az egyes szöveti súly-faktorokra ( $w_T$ ) [19]

A fentieknek megfelelően az effektív dózis képlete a következő [17]:

$$E = \sum_T w_T \times H_T. \quad (8)$$

Azonban CT vizsgálatoknál ez a képlet jelenleg használhatatlan, mivel nem ismert szervenként a  $H_T$  csak legfeljebb képszeletenként. Ahhoz, hogy szervekre vonatkozóan is ismert legyen, a leképzett CT képet (térfogatot) szervek szerint megbízhatóan szegmentálni kellene, és ez ma

még távolról sem a rutindiagnosztika része. Ezért inkább egy adott axiális testrégióra (pl.: koponya, nyak, mellkas, ...) lehet csak meghatározni az effektív dózist, feltételezve, hogy az adott teljes régióra vonatkozóan ismert egy további szöveti konverziós faktor, amely a DLP arányában adja meg az ED értékét. Ennek megfelelően az összefüggés alakja a következő:

$$E \text{ (mSv)} = \text{DLP (mGy)} \times f \left( \frac{\text{mSv}}{\text{mGy} \times \text{cm}} \right) \quad (9)$$

ahol  $f$  a vizsgált anatómiai régióknak megfelelő konverziós faktor. Azonban az effektív dózis, és így ez a faktor is, függ a páciens méretétől, ezért az  $f$  faktort a szöveti súlytényezők ( $w_T$ ) segítségével határozták meg egy átlagos tömegű és alkatú felnőtt esetén. Az  $f$  faktorok konkrét meghatározása speciális humán ekvivalens fantom mérésekkel és Monte Carlo szimuláció alapú programok alapján történtek [20-21], melyhez a szükséges  $w_T$  paramétereket az ICRP 60 [22], majd a frissített 103 adta [19]. Jellemzően fej, nyak, mellkas, has, medence és végtag, valamint ezek kombinációihoz van hozzárendelve, mint fej és nyak, törzs, has és medence. A következő táblázatban (**2. táblázat**) látható három különböző szerző által publikált  $f$  faktor:

Felnőtt anatómiai régió	Huda at. al 2011 [1]	AAPM Report 96 [21]	Deak 2010 [20]
Koponya	0,0024	0,0021	0,0019
Mellkas	0,0204	0,014	0,0145
Has/medence	0,0163	0,015	0,0153
Medence			0,0129
Nyak	0,0053	0,0059	0,0051

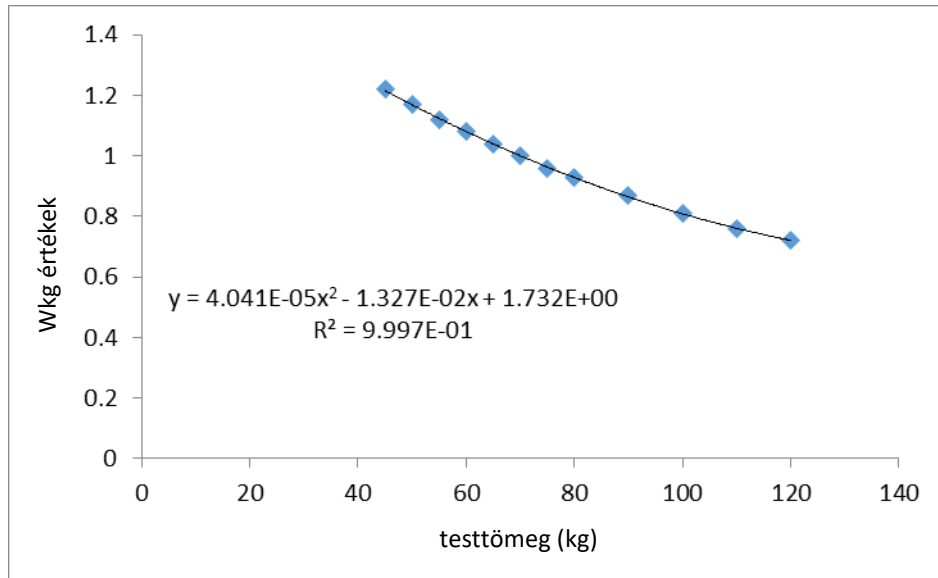
**2. Táblázat** A különböző testrégióra vonatkozó  $f$  faktorok publikált értékei, amellyel a DLP ismeretében az effektív dózis becsülhető egy felnőtt átlagos méretű páciens esetén

A gyerekek  $f$  értékei életkortól függően 4 eltérő kategóriába kerülhetnek, 1 hónapos kor alatti, 1 hónapos, 5 éves és 10 éves.

A CT-ben az effektív dózis számításának jelenleg a CTDI és a DLP az alapja. Ahogyan korábban is említettük, ezen paraméterek nagy hátránya, hogy nem veszik figyelembe a páciensek testméretében mutatkozó különbségeket. Ennek következtében az effektív dózis is pontatlan lehet, ami a páciens sugárterhelésének alul- vagy túlbecsléséhez vezethet. A pontatlanság csökkentése érdekében Walter Huda és munkatársai bevezettek egy testtömeggel korrigált effektív dózis fogalmat [23], amellyel az effektív dózis becslését egy a páciens tömegétől függő faktorial ( $w_{kg}$ ) próbálták javítani:

$$ED_{kg} = w_{kg} \times f \times DLP \quad (10)$$

A  $w_{kg}$  paraméter tömegfüggését ebben az esetben is Monte Carlo-szimuláció alapján határozták meg, különböző méretű digitális test-fantomok segítségével. A konkrét kapcsolatot a **3. ábra**, mutatja [23], ahol a  $w_{kg}$  egyszerűbb alkalmazhatósága miatt egy polinom alapú interpolációs képlet is látható:



**3. ábra** A tömegfüggő  $w_{kg}$  analitikus leírása

Azonban az is várható, hogy csak a testtömeg nem lehet elegendő a méretfüggés leírására, mert lehet két olyan személy, akiknek bár egyforma a tömegük, mégis eltérő az alakjuk. Lehet, hogy jobb lenne a becslés, ha a páciens magasságát, vagy más az alakot figyelembe vevő adatot is figyelembe vennénk, vagy finomabb testrégió felosztás lenne bevezetve. Ezen bizonytalanságok miatt a 2010-es évek elején egyértelműbbnek tűnt, ha inkább az elnyelt dózis mérése lenne kiegészítve alak információkkal. Ezért általánosan nem az effektív dózis alkalmazása lett bevezetve, hanem a méret specifikus dózis becslés (SSDE: Size Specific Dose Estimate) amelyet az Amerikai Orvosfizikusok Társasága (AAPM: American Association of Physicists in Medicine) vezetésével egy nagyobb kutatócsoport fejlesztette ki és validált [13].

### 3.1.4. Méret specifikus CT dózis jellemzők

#### Size Specific Dose Estimate (SSDE)

Teljesen érthető módon a CTDI és így a DLP is erősen függenek a CT alapbeállításaitól, mint például csőfeszültség (U), csőáram (I), pitch, rotációs idő ( $T_{rot}$ ), röntgen nyaláb szűrők, azonban egyik sem veszi figyelembe a páciens méretét. Ez azért van, mert a CTDI és a DLP

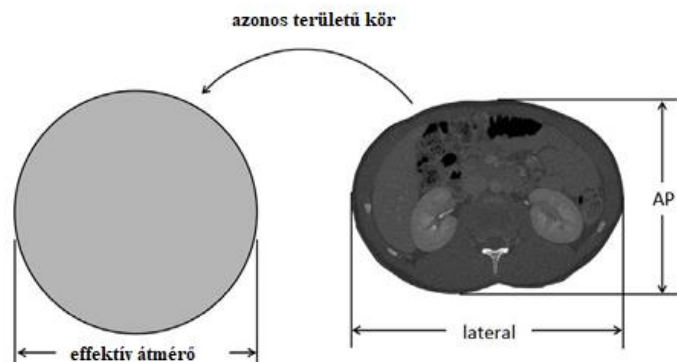
érték egy adott átmérőjű referencia PMMA plexi fantomon mért elnyelt dózis alapján van meghatározva. Más szavakkal, ha ugyanaz a protokoll (pl.: U, I, p, Trot, scan hossz ugyanaz) akkor nem lesz különbség a CT által kijelzett CTDI és DLP értékek között. Akár egy 120 kg-os beteg, akár egy katicabogár van a CT látóterében, bár teljesen eltérő lesz az elnyelt dózisa a két biológiai szervezetnek, a megjelenő érték nem változik. Has, mellkas és medence vizsgálatoknál 32 cm-es, míg koponya, nyak, és gyerek vizsgálatoknál 16 cm-es- fantomra vonatkoztatott az értékük. A 32 cm és 16 cm átmérőjű fantomokat gyakran hívják „test” és „koponya” fantomnak. Ezen hiányosságok miatt 2011-ben az AAPM az RP204-es mérési javaslatában [13] bevezette az SSDE-t, melyben olyan elnyelt dózis becslési módszert alkalmaznak, ami már figyelembe veszi a páciens méretét. Leegyszerűsítve az SSDE kiszámítása egy adott szeletre vonatkozóan a következő:

$$SSDE = CTDI_{vol} \times f_{size} \quad (11)$$

ahol az  $f_{size}$  faktor az adott szelet méretét és a röntgensugár gyengítését írja le, a  $CTDI_{vol}$  pedig az ehhez az axiális szelethez tartozó érték. Az  $f_{size}$  pontosabb meghatározása a következő:

$$f_{size} = \alpha e^{-D\beta}, \quad (12)$$

ahol  $\alpha$  és  $\beta$  a gyengítésre vonatkozó paraméter (3,70469 és 0,03671937),  $D$  pedig az objektum karakterisztikus vagy effektív átmérője. Elliptikus testalak esetén az effektív  $D$ -t a kis és a nagytengelyek mértani közepével azonosítanak. Elvileg az SSDE-ek szeletenkénti összege vagy átlaga ( $SSDE_{sum}$  vagy  $SSDE_{mean}$ ) adna teljes páciens méret függő dózisinformációt, azonban kiderült, hogy az aktuális scan középső szeletére vonatkozó SSDE is jól korrelál az  $SSDE_{sum}$  értékkel, így elegendő ezt meghatározni. Az ellipszis átmérők meghatározására a tájékozódó (topogram vagy scout) felvételt használják, ami a scan hosszának megtervezéséhez szükséges. Az effektív átmérő meghatározásához szükség van az adott képen a laterális és az AP (anterior-posterior) irányú átmérőkre. A laterális átmérő, másnéven oldalsó átmérő az AP irányú topogramon, vagy axiális szeleteken határozható meg. Az anterior-posterior irányú átmérő a páciens vizsgált testrészének gyakorlatilag a vastagsága, melyet szintén axiális felvételen vagy laterális irányú scouton lehet meghatározni (lásd **4. ábra**). Megjegyzendő, hogy az átmérő meghatározása pontosabb, ha nem a tájékozódó felvételből indulunk ki, hanem az axiális síkú felvételekből, de a gyakorlatban az eltérés igen kicsi.



**4. ábra** Illusztrálja az AP és laterális átmérőket, melyek alapján becsülhető az  $f_{size}$  paraméter [13]

A két átmérő szorzatából (mint mértani közép) meghatározható az effektív átmérő a következő módon:

$$D_{eff} = \sqrt{AP * LAT}. \quad (13)$$

Itt gyakorlatilag a beteg keresztmetszetről azt feltételezzük, hogy egy ellipszis, melynek két átmérője által meghatározott terület megegyezik egy ugyan ekkora területű kör átmérőjével. A  $D_{eff}$  segítségével már meghatározható a fentiek szerint az  $f_{size}$  és majd az SSDE is.

Ebben a modellben (a  $D_{eff}$  számolása során) azonban feltételeztük, hogy az ellipszisen belül homogén röntgensugár gyengítésű szövetek/szervek vannak. Azonban a mellkas és a has külső fizikai méretei hasonlóak lehetnek, viszont a bennük található szövetek eltérő sűrűsége és összetétele miatt ez a feltétel nem teljesül, az elnyelt sugárdózis eloszlása különbözik. A tüdő például kisebb sűrűségű, mint a hasi szervek szövetei, ezért kevesebb röntgenfotont nyel el. Ugyanolyan szkenerbeállítás (tehát azonos CTDI<sub>vol</sub>) esetén a mellkasi régióban ténylegesen kisebb lesz az elnyelt dózis, mint az azonos geometriai méretekkel rendelkező, de sűrűbb hasi régióban. Így 2014-ben az AAPM [24] kidolgozta az ún. víz-ekvivalens átmérőn (jelölése  $D_{water}$  vagy  $D_w$ ) alapuló SSDE-t, mely már figyelembe veszi a szeleten belüli HU eloszlást is. Az SSDE tényleges számolása nem változott, de a  $D_{eff}$  átmérő helyett a  $D_{water}$  definícióval meghatározott átmérő került a képletbe a  $D$  adatahoz. A  $D_{water}$ -t a következő módon kell kiszámolni egy adott szeleten:

$$D_w = 2 \sqrt{\frac{1}{1000} \overline{CT}_{(x,y)ROI} + 1 \times \frac{A_{ROI}}{\pi}}, \quad (14)$$

ahol a ROI (region of interest) a test körvonalának teljes területét lefedő tartomány, a  $\overline{CT}_{(x,y)}$  a ROI átlagos HU értéke. Az  $A_{ROI}$  a kiválasztott ROI területét jelöli, melyet a z tengely mentén a középső szeleten kell meghatározni, vagy ha szükséges, akkor az összes szeleten.

Továbbá a víz ekvivalens átmérő alkalmazása során a scout alapú méret meghatározás esetleges hibái is megszűnnek, mivel ennél a módszernél mindenképpen az axialis szeletből kell meghatározni a  $D_{\text{water}}$  átmérőt.

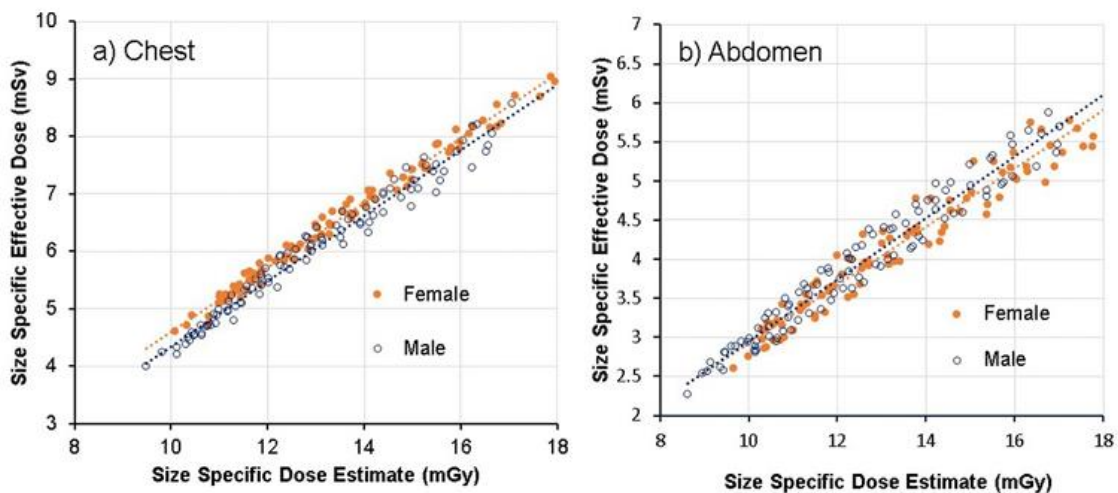
Az SSDE alkalmazása a mindennapi klinikai gyakorlatban még nem vált általánossá, mivel a régebbi (a dolgozat írásakor az ~5 évnél idősebb) CT-berendezések nem rendelkeznek automatikus SSDE számítási algoritmussal. Ugyanakkor az elmúlt években üzembe helyezett korszerű készülékek már képesek a  $D_{\text{water}}$  átmérőn alapuló SSDE értékeket megjeleníteni, illetve a modern dózismonitorozó szoftverek – az AAPM 220-as ajánlása alapján – is lehetővé teszik ezen érték kiszámítását.

### **Méret specifikus effektív dózis (SED)**

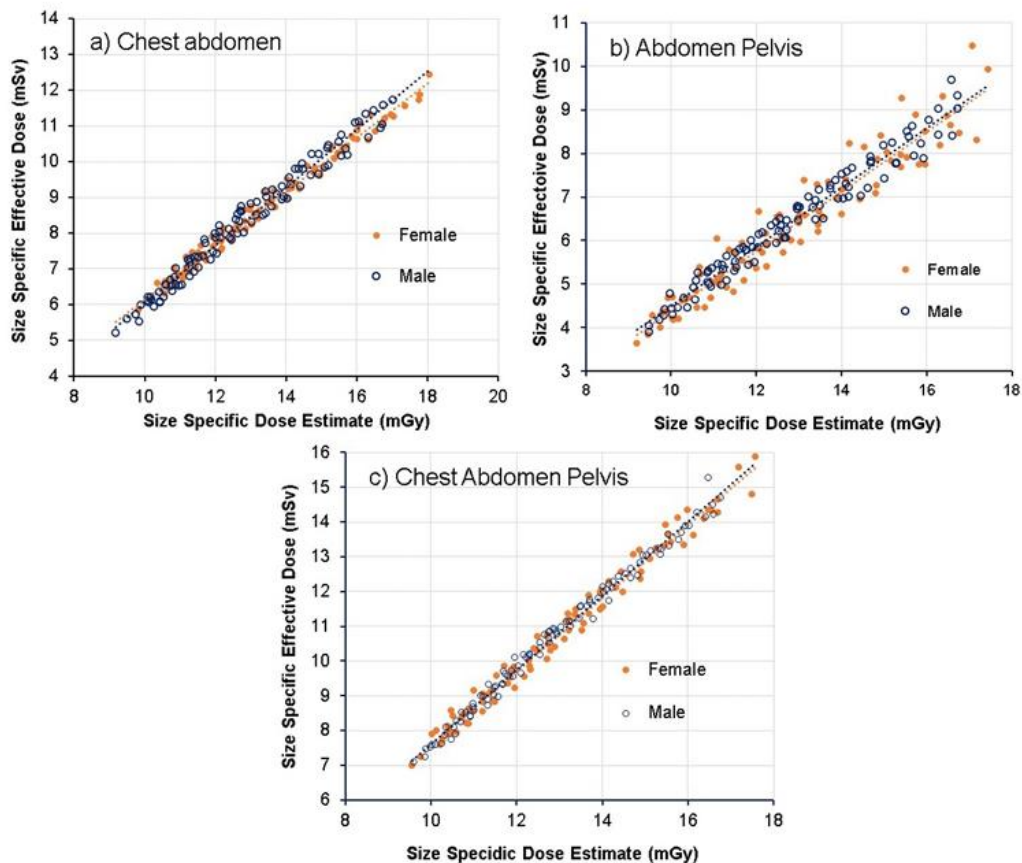
Bár a  $CTDI_{\text{vol}}$ , a DLP és az SSDE hasznos mérőszámok a dózisértékek összehasonlításában, valamint az egyes vizsgálatok sugárterhelésének optimalizálásában, ezek önmagukban nem szolgáltatnak olyan információt, amely a besugárzott szervek és szövetek, valamint a hozzájuk kapcsolódó rákos megbetegedések kockázatát is figyelembe venné. További tény, hogy míg a DLP a sorozatokra vonatkozóan additív mennyiség, addig az SSDE és a CTDI nem, mert míg a DLP a teljes vizsgált térfogatra vonatkozó elnyelt dózis, addig a CTDI és az SSDE a sorozat egyetlen szeletére vonatkozó reprezentatív adat. Ha megnézzük, hogy mekkora a tipikus SSDE értéke egy mellkas, egy has és egy bolus-trackig sorozatnak, akkor jellemzően 8, 15 és 12 mGy értéket lehet látni. A bolus-tracking megközelítően a testhossz 1-2 cm szakaszának CT leképezését jelenti, és bár közel azonos az SSDE értéke, mint egy hasi CT vizsgálatnak, nyilván a rákos megbetegedésre vonatkozó rizikója elhanyagolható a hasi leképezéshez képest. Tehát annak sincs értelme, hogy az SSDE-t összeadjuk CT sorozatonként vagy több különböző study esetén, ha kumulatív dózist és ehhez tartozó egészségügyi rizikót szeretnénk számolni. Jelenleg tehát a DLP az egyetlen kumulatív dózis adat a CT esetében, és elvileg az ED lehetne egy olyan további kumulatív mérőszám, ami az esetleges rákos megbetegedés rizikóját is jellemezné. Mint láttuk a DLP-n alapuló ED becslés egyelőre nem megfelelően megalapozott, illetve elfogadott, ezért az elmúlt években egy újabb fogalom, az úgynevezett méret-specifikus effektív dózis (SED) definíciója jelent meg a szakirodalomban. Ezt a fogalmat arra használják, hogy megvizsgálják, hogyan változik a sugárzás okozta kockázat a páciens testméretétől függően, miközben az összes szervet magában foglaló alapvető ED képletét használják [8. képlet] [25-28]. A számításokat számos különböző

méretű digitális fantom alkalmazásával végezték, amelyek ténylegesen 194 eltérő méretű férfi és női fantomból álló adatbázisból származtak [29]. A digitális fantomokkal CT vizsgálatokat szimuláltak egy validált Monte Carlo alapú CT szimulációs csomaggal [30-31]. Az effektív dózis adatokat elsősorban a komputertomográfias (CT) vizsgálatok szempontjából vizsgálták, mivel ezek a fejlett országokban az orvosi képzésként származó sugárdózis több, mint 60%-át teszik ki [32-36]. A Martin és munkatársai által közölt tanulmány részletesen elemzi a CT-vizsgálatok során kapott effektív dózis alapján a daganatos megbetegedések kockázatának egyéni eltéréseit – különösen az életkor és a nem függvényében – az Egyesült Királyság egyes kórházaiban végzett vizsgálatok alapján [30]. Ezeket a különbségeket felhasználják egy személyre szabottabb dózismérési megközelítés fejlesztésének támogatására, és a tanulmány tárgyalja azokat a módszereket is, amelyek ennek megvalósítását lehetővé tehetik.

Martin és munkatársai a tanulmányukban [30] megvizsgálták az SSDE és a SED kapcsolatát is különböző régiók esetén, ahol alapvetően lineáris összefüggéseket találtak. Az alábbi két ábra és táblázat ezen összefüggéseket mutatja (5. és 6. ábra, 3. táblázat):



**5.ábra** Az SSDE és a SED lineáris kapcsolatát mutató korrelációs analízis mindkét nemre vonatkozóan a mellkasi (a) és hasi (b) régióknál. Az ábrák Martin és munkatársai [30] publikációjából származnak



**6.ábra** Az SSDE és a SED lineáris kapcsolatát mutató korrelációs analízis mindkét nemre vonatkozóan mellkasi-  
has (a), has-medence (b) és mellkas-has-medence (c) régiónál. Az ábrák Martin és munkatársai [30]  
publikációjából származnak

Scanned region	Scan length/Phantom			$R^2$
	height ratio (r)	$a$ (mSv mGy <sup>-1</sup> )	$b$ (mSv)	
Chest	0.18	0.5708	1.2599	0.972
Abdomen	0.12	0.3793	0.8491	0.949
Pelvis	0.14	0.2979	1.4006	0.871
CA	0.25	0.7798	1.7078	0.980
AP	0.25	0.6813	2.3621	0.939
CAP	0.38	1.0599	2.9980	0.987

**3. Táblázat** Az 5. és 6. ábrából származó korrelációkhoz tartozó egyenes egyenletei,  $R^2$  értékei és a scan  
hosszok láthatóak különböző régiók esetén. CA: chest-abdomen; AP: abdomen – pelvis; CAP: chest-  
abdomen-pelvis [30]. Az ábra Martin és mts-ai munkájából származik [30]

### 3.1.5. CT dózismonitorozó alkalmazások bemutatása

2013 decemberében az Euratom [37] (teljes nevén Európai Atomenergiái-közösség) az Európai Unió keretében szabályozásokat fogadott el (2013/59/Euratom irányelv), melyek az ionizáló sugárzással kapcsolatos biztonságos használatot, a sugárvédelem elveit és a lakosság, munkavállalók, betegek védelmét szolgálja. Minden Európai Uniós tagállamnak, így Magyarországnak is, kötelessége volt a nemzeti szabályozást ehhez igazítani, ezért adta ki az Emberi Erőforrások Minisztériuma (EMMI) 2018. július 11-én a 21/2018. (VII.9.) EMMI rendeletét [38]. Ebben a rendeletben fogalmazódott meg, hogy minden sugárterheléssel járó vizsgálatnak orvosilag megalapozottnak kell lenni, a sugárterheléseket a lehető legalacsonyabb szinteken kell tartani, a személyzet dózisait kötelező mérni, a betegek sugárterhelését dokumentálni kell és minőségbiztosítási rendszereket kell bevezetni. A CT diagnosztika területén a gyakorlatban ez a következőket írta elő. Minden egyes CT vizsgálat során kötelező rögzíteni a CTDI és DLP értékeket, a dokumentált dózisértékeket pedig a képalkotó eszközökről a PACS rendszerben vagy az EESZT-be kell továbbítani és nyilván tartani. Továbbá diagnosztikai referencia szinteket kell bevezetni, minőség ellenőrzéseket és klinikai auditokat kell tartani. A felsorolt feladatoknak való megfelelés érdekében erősen ajánlottá váltak a következő teendők és lépések: valamilyen automatizált dózismonitorozó rendszer használata, a folyamatokba fizikusok bevonása, illetve a CT protokollok felülvizsgálata és szükség esetén a módosítása.

A manuális adatgyűjtési módszerek – például papíralapú dokumentáció vagy online űrlapok jelentős kockázatot hordoznak magukban az emberi tévesztés lehetősége, a nem megfelelő adatvédelem (Általános Adatvédelmi Rendeletnek való nem megfelelés, angol megfelelője: General Data Protection Regulation-GDPR), valamint a nehézkes vagy lehetetlen adatfeldolgozás miatt. Ezzel szemben a számítógépes dózismonitorozó rendszerek képesek nagy mennyiségű adat szinte valós idejű gyűjtésére és elemzésére, alkalmazkodva az adott intézmény struktúrájához, az eltérő gyártmányú képalkotó berendezésekhez és modalitásokhoz. További előnyt jelent, hogy ezek a rendszerek biztonságosan kezelik a személyes és klinikai adatokat és integrálhatók a Radiológiai Információs Rendszerekbe (RIS: Radiology Information System), valamint a Képtároló és Kommunikációs Rendszerekbe (PACS: Picture Archiving and Communication System).

A fejlettebb programok automatikus riasztások generálására is alkalmasak, amennyiben az előre beállított dózisküszöbértékek túllépésre kerülnek. A piacon számos kereskedelmi

szoftver érhető el, mint például a Radimetrics (Bayer), DoseWatch (General Electric Healthcare), DoseWise (Philips), Teamplay Dose modul (Siemens), DoseTrack (Sectra), DoseMonitor (PACSHealth), Qaelum (Qaelum N.V.). Emellett léteznek nyílt forráskódú, ingyenesen elérhető csomagok, mint például az OpenREM vagy a Bracco NEXO, valamint egyedi, intézményen belül fejlesztett rendszerek is, mint például a DE-DMS a DE KK OKK Radiológián.

Mindegyikkel szemben azonban elvárás, hogy az adott modalitásból - leggyakrabban CT, röntgen, fluoroszkópia és mammográfia - vizsgálatonként képes legyen gyűjteni a páciens személyes adatait, a páciensért sugárdózissal kapcsolatos adatokat, expozíció idejét, információt a vizsgálatot végző eszközről. CT modalitásnál alkalmazott programokban általában lehetőség van SSDE becslésére (effektív és vagy víz ekvivalens átmérővel), illetve ED becslésére is. ED előnye, hogy a különböző röntgensugárzással készült vizsgálatok dózisa összehasonlíthatóvá válnak, továbbá az ismételt vizsgálatok esetén a kumulatív dózis is kiszámolható.

A DMS-nek köszönhetően nem csak az egyének szintjén jutunk információhoz a sugárterhelésről, hanem lehetőséget ad nagy adatbázisok elemzésére is. Ennek révén meghatározhatók a helyi referencia dózisszintek, optimalizálhatók a vizsgálati protokollok, azonosíthatók az extrém dózisértékek, és megvalósulhat a folyamatos minőségbiztosítás. Mindezek hozzájárulnak a betegbiztonság közvetlen és közvetett növeléséhez.

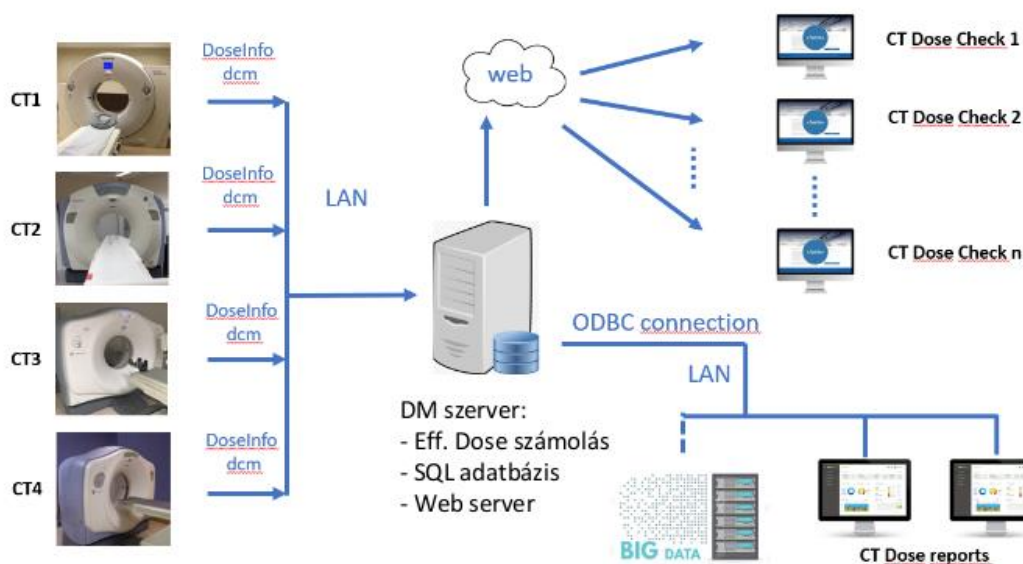
Fontos azonban megjegyezni, hogy a dózismonitorozó szoftverek alkalmazásának is vannak korlátai. Egyfelől a szoftverek által generált nagymennyiségű adat elemzése és értelmezése képzett szakembereket igényel, másfelől a programok jellemzően nem veszik figyelembe a képminőség szempontjait, így a dóziscsökkentéssel járó esetleges minőségromlást nem tudják számszerűsíteni [39]. A következő fejezetben részletesen bemutatom a helyileg fejlesztett dózismonitorozó rendszert.

### **3.1.6. A Debreceni Egyetemen fejlesztett dózismonitorozó program**

2018 elején a DE KK OKK Radiológián még manuálisan, papíralapon került rögzítésre az effektív dózis minden egyes CT-vizsgálat esetében. Ugyanazon év áprilisában azonban elindult a DE-DMS, egy új szoftveres megoldás, amely lehetővé tette, hogy néhány kattintással, digitálisan rögzítsük a páciensek sugárdózisát közvetlenül a leletbe. A saját fejlesztésű szoftverrel (későbbiekben DE-DMS, vagy csak röviden DMS) ekkor még csak három, ma már viszont 6 CT scanner és egy mammográf áll online adatkapcsolatban. A program működésének

elsődleges célja, hogy a különböző képalkotó eszközökről automatikusan összegyűjtse a páciensekkel és az alkalmazott sugárdózissal kapcsolatos adatokat. Ennek révén lehetővé válik, hogy minden beteg részére visszajelzést adjunk az őt ért effektív dózisiról, ami nemcsak a vonatkozó jogszabályi előírások teljesítését szolgálja, hanem hozzájárul a teljeskörű betegkommunikációhoz is. Emellett a nagymennyiségű, strukturáltan gyűjtött adat feldolgozása lehetőséget biztosít a magas dózisu vizsgálatok számának csökkentésére, a vizsgálati protokollok dózisoptimalizálására, és ezáltal a sugárvédelem hatékonyságának növelésére.

A DMS egy központi SQL- és web-szerverből áll, amelyek standard hálózati kapcsolaton keresztül kommunikálnak web, illetve ODBC kliensekkel (pl.: weblapokkal, illetve MS Excel és Access alkalmazásokkal). A **7. ábrán** a DMS működésének blokksémája látható:



**7. ábra** A DMS működésének blokksémája

A központi szerver folyamatosan és automatikusan gyűjti az adatokat közvetlenül a röntgen készülékektől DICOM fileok formájában. CT esetén elegendő a lokalizáló felvétel, és egy speciális a dózis adatokat tartalmazó DICOM fájl. Ebből két típus létezik, az ún. dózis-lap (dose sheet) és a strukturált sugárdózis- riport (RDSR: radiation dose–structured report) fájl [40]. A dózis-lap tulajdonképpen egy DICOM kép, ami képszerűen tartalmazza a legfontosabb dózis jellemzőket (**8. ábra**), a DICOM header-ben pedig egy bővebb a dózisokkal összefüggő adatlista található.

Patient Name:		Exam no: 8254			
Accession Number:		Jul 04 2025			
Patient ID:		Revolution HD			
Exam Description: 1286.5.07.TAP 4#					
Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	S60.000-I620.000	0.04	2.93	Body 32
1	Scout	S60.000-I620.000	0.13	9.29	Body 32
2	Helical	S19.760-I570.240	14.25	887.96	Body 32
200	Axial	I95.825-I95.825	90.97	45.48	Body 32
4	Helical	S19.760-I465.240	19.18	996.01	Body 32
5	Helical	I120.000-I570.000	19.93	965.33	Body 32
6	Helical	I120.000-I465.000	19.73	745.95	Body 32
Total Exam DLP:				3652.94	
1/1					

8.ábra Egy reprezentatív példa a GE Revolution HD scanner Dose Report-jára

Az RDSR ugyanazokat a sugárdózis adatokat tartalmazza, mint a dózis-lap, de egyrészt nem tartalmaz képet (bár ez is DICOM fájl), másrészt általában átfogóbb, mivel minden egyes besugárzási esemény szinte valamennyi CT technikai paraméterét rögzíti rajta. A strukturált sugárdózis-riport 2013 óta egy előírt elem a CT gyártók számára, a pontosabb tartalmat a NEMA XR-29-2013 standard írja le [41]. A dózis-lap neve gyártónként eltérhet (GE: "Dose Report", Siemens: „Patient protocol”, Philips: „dose-info”). A mammográfoknál szükség van minden képre a dózis becsléséhez, mivel ennél a modalitásnál csak a DICOM képek fejléce tartalmazza a jellemző dózis értékeket. A DMS szerver végzi a számításokat, mint például az ED és a tömeg korrigált effektív dózis ( $SED_{DMS}$ ) becslését, vagy az effektív átmérőn alapuló SSDE meghatározást. Jelenleg a következő készülékek küldenek adatokat a DMS-be: Siemens SOMATOM Definition AS, GE Revolution EVO, GE Revolution HD, GE Optima CT660, Siemens SOMATOM go.Top, GE Revolution Apex és Mammomat Inspiration. A 9. ábrán látható a két GE CT, melyekről az adatokat gyűjtöttük a vizsgálathoz.



**9.ábra** A GE Revolution HD és a GE Revolution EVO készülékek, amelyekkel a CT vizsgálatokat készültek a kutatás során

Egy új készülék DMS-hez történő kapcsolása esetén protokollokat kell létrehozni, melyben minden egyes sorozat anatómiai régió szerint előre definiálva van. Ez azért kritikus, mert enélkül nem lehetséges az effektív dózis meghatározása (9. képlet). Bár elvileg van olyan DICOM header adat (tag) ami ezt az információt tárolná, így várható lenne, hogy a CT készülékek regisztrálják ezt az információt sorozatonként (az operátorok számára megfelelő input mező biztosításával). A valóságban a „BodyPartExamined” tag (0018,0015) korrekt kitöltése nagyon gyártó függő, így nem lehet ennek értékére hagyatkozni, ha az adott sorozat testrégióját kell azonosítani. Van olyan gyártó, ahol automatikusan minden sorozathoz az utolsó sorozat BodyPartExamined tag értéke íródik. Például egy koponya, nyak és mellkas sorozatú CT vizsgálatnál minden sorozat tag-jéhez a mellkas („chest”) kerül beírásra. Ennek a problémának a kezelésére a DMS-ben be kellett vezetni egy kapcsolódó táblát, ami minden egyes CT minden egyes protokolljára vonatkozóan definiálja a testrégiót. Például egy natív és kontrasztanyagot tartalmazó mellkas vizsgálat esetén a következőket kell a táblázatban rögzíteni (**4. táblázat**):

Protokoll név:128G.5.02.Mellkas		
Esemény		régió
1.	Topo	none
2.	Topo	none
3.	natív	mellkas
4.	smart prep/bolus tracking	mellkas
5.	kontrasztanyag	mellkas

4. **Táblázat** Egy reprezentatív példa a kapcsolótáblára, mely egy konkrét protokollhoz tartozó anatómiai régiókat tartalmaz. Az ilyen és ehhez hasonló táblák szükségesek minden protokollhoz annak érdekében, hogy a DMS effektív dózist tudjon becsülni. Rögzíthető régiók: has és medence, koponya, koponya és nyak, nyak, mellkas, törzs, végtag és ismeretlen („none”). A tájékoztató felvételhez nem rendelünk régiót, mivel elhanyagolhatóan kicsi a dózisuuk (CTDI értékük) minden egyéb más sorozathoz képest

Ennek köszönhetően a DMS pontosan tudja, hogy milyen régióról készül a vizsgálat sorozatszinten, így az effektív dózis számoláshoz minden sorozatnál a megfelelő régióhoz tartozó konverziós faktort tudja alkalmazni, ezáltal sorozatonként és vizsgálatonként is rögzít effektív dózist. Abban az esetben, ha a vizsgálat során nem a protokollnak megfelelő régió kerül leképzésre vagy további sorozatok készülnek, lehetőség van a felhasználónak (a radiográfusnak) utólag a webböngészőben módosítani és kiegészíteni a régió mezőjét, ezzel biztosítva az effektív dózis becslés pontosságát (**10. ábra**).

Név: ██████████ TAJ: ██████████ Protokoll: 128G.5.02.MELLKAS Idő: 2025-07-04 17:26							
Event	AcquisitionType	Phantom	Testrészt	MI Testrészt	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy.cm)	Effektív Dózis(mSv)
1	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.02	0.95	0.00
2	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.09	3.56	0.00
3	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	4.66	190.26	2.55
4	STATIONARY	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.70	3.85	0.05
5	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.25	296.60	3.97
						495.22	
<input checked="" type="checkbox"/> A megadott tes régiók helyesek							

**10. ábra** Egy reprezentatív példa a DMS felületéről, melyen egy natív és kontrasztanyag mellkas CT vizsgálat részletei láthatók. Az első két sor a tájékoztató felvétel, harmadik a natív sorozat, negyedik a smart prep kép, végül az utolsó a kontrasztanyag sorozat

Ezen kívül minden vizsgálat esetén egy mesterséges intelligencia (MI) alapú régió meghatározás is beépítésre került (**10. ábra** MI testrészt oszlop), aminek validálása két diplomamunka témája volt [42-43]. Ez az algoritmus idővel majd felválthatja a radiográfusok által jelenleg még manuálisan végzett régióellenőrzését. Új protokoll rögzítésére is egyszerű

lehetőség van, mert ismeretlen („új”) protokoll esetén, ha a felhasználó beállítja a sorozatnak megfelelő régiókat, akkor egy megfelelő („Tanít” elnevezésű) gomb lenyomásával rögzítheti az új protokollt (**11. ábra**, bal alsó sarok).

Event	AcquisitionType	Phantom	Testrészt	MI Testrészt	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy.cm)	Effektív Dózis(mSv)
1	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.02	0.95	0.00
2	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.09	3.56	0.00
3	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	4.66	190.26	2.55
4	STATIONARY	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.70	3.85	0.05
5	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.25	296.60	3.97
						495.22	

A megadott testrégiók helyesek

A(z) 128G.5.02.MELLKAS protokoll változtatása?

Tanít

**11. ábra** Reprezentatív ábra a DMS alkalmazásból, mely a bal alsó sarokban tartalmazza a „Tanít” gombot, mely az újonnan kiválasztott régió rögzítését teszi lehetővé

A program lehetőséget biztosít előre meghatározott megjegyzések kiválasztására, melyek indokolhatják a kiugró dózisértékeket (pl. túlsúlyos >120 kg, mozgási műtermék miatt ismételt sorozat) vagy a standard protokolltól való eltérés okát. Emellett rendelkezésre áll egy szabadon szerkeszthető szövegmező is, amely lehetőséget ad az egyedi körülmények részletes dokumentálására (**12 ábra**).

Eredmény

Effektív Dózis: 6.57 mSv

A mellkas bemenettől a rekeszi felszínig készült mellkas CT vizsgálat natívan és intravénás kontrasztanyag adása után.  
 Protokoll: 128G.5.02.MELLKAS  
 Felhasznált intravénás kontrasztanyag: Omnipaque 350 mg I/ml oldatos injekció.  
 CT készülék: Revolution HD .  
 A páciens a vizsgált régióra vonatkozóan megközelítőleg 6.57 mSv effektív dózist kapott.

Megjegyzések

Késői sorozat is készült.

Rossz protokoll lett kiválasztva.

Mozgási műtermék miatt ismételt sorozat.

Kontrasztanyag telődési defektus miatt ismételt sorozat.

Natív sorozatra is szükség volt.

A látott kép alapján kontrasztanyag adására is sor került.

Túlsúlyos beteg. (>120 kg)

Egyéb Megjegyzés:

**12. ábra** Reprezentatív kép a DMS alkalmazásból, amin látható az „Egyéb megjegyzés” mező, a fix megjegyzés mezők, a total ED, és egy szintén előre rögzített sablon szöveg

A DE-DMS rendszerben lehetőség van olyan sablonszövegek előzetes rögzítésére, amelyek a CT-leletekbe automatikusan beilleszthetők (**12. ábra** felső rész). Ilyen adat például a vizsgálat protokoll szerinti leírása, a használt protokoll neve, az alkalmazott orális és intravénás kontrasztanyag neve, valamint a CT-berendezés megnevezése. Emellett a DMS lehetőséget biztosít egyedileg generált effektív dózisa vonatkozó szöveg beágyazására is, amely innen közvetlenül kimásolható a leletbe.

A legtöbb esetben a szerver nemcsak az effektív dózis becslésére alkalmas, hanem az SSDE kiszámítására is. Aktuálisan ez a lokalizáló scan-ből meghatározott effektív testátmérők alapján kerül definiálásra, bár előnyösebb lenne, ha a  $D_{water}$  lenne az alapja. Jelenleg azonban a víz-ekvivalens átmérők rutinszerű meghatározása még nem valósítható meg minden páciens esetén, mivel ehhez minden egyes CT képet továbbítani kellene és feldolgozni (nemcsak a scout és dózis riport fájlokat), azonban ehhez a DMS továbbfejlesztése szükséges. A legújabb

generációs CT berendezések már rendelkeznek  $D_{\text{water}}$  alapú SSDE becsléssel, amely érték így egyszerűen, külön számítás nélkül továbbítható lesz a szerverre.

A DMS a kereskedelemben kapható dózismonitorozó programokhoz hasonlóan figyelmeztetések generálására is képes. Jelzést kap a felhasználó, ha például egy esetlegesen hibás protokollnév került beírásra, egy besugárzásszám túllépés vagy egy elért tajszám esetén.

Mindezeken túl a felhasználónak lehetősége van a vizsgálatokhoz tartozó képek megtekintésére is egy link segítségével, ami egy kattintással átirányít a PACS szerverre, ahol a konkrét beteg képanyagát meg tudjuk nézni (13. ábra).

Event	Acquisition Type	Phantom	Testrés	MI Testrés	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy.cm)	Effektiv Dózis(mSv)
1	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.02	0.95	0.00
2	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	chest	0.09	3.56	0.00
3	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	4.66	190.26	2.55
4	STATIONARY	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.70	3.85	0.05
5	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	chest	7.25	296.60	3.97
					495.22		

Megadott teszt régiók helyesek

A(z) 128G.5.02 MELLKAS protokoll változtatása?

Tanít

**Eredmény**

Effektiv Dózis 6.57 mSv

A mellkas bemenetől a rekeszi felszínig készült mellkas CT vizsgálat nativan és intravénás kontrasztanyag adása után.  
 Protokoll: 128G.5.02 MELLKAS  
 Felhasznált intravénás kontrasztanyag: Omnipaque 350 mg I/ml oldatos injekció.  
 CT készült: Revolution HD  
 A páciens a vizsgált régióra vonatkozóan megközelítőleg 6.57 mSv effektív dózist kapott.

**Megjegyzések**

- Kérdő sorozat is készült.
- Rossz protokoll lett kiválasztva.
- Mozgási műtermék miatt ismételt sorozat.
- Kontrasztanyag ledőlési defektus miatt ismételt sorozat.
- Natív sorozatra is szükség volt.
- A látott kép alapján kontrasztanyag adására is sor került.
- Űrsúlyos beteg (>120 kg).

Egyéb Megjegyzés

13. ábra Egy reprezentatív ábra a DMS-ből, melynek jobb felső sarkában van az eRAD-ra átirányító „gomb”

A webfelület eltérő megjelenésű (pl.: menük, vagy listaelemek tekintetében) annak megfelelően, hogy a programba bejelentkezett személy milyen jogosultságokkal rendelkezik. Egy alap felhasználó feladata, hogy vizsgálat után egy pipa hozzáadásával megerősítse vagy szükség szerint korigálja a látott anatómiai régiókat, majd a sablonszöveg tartalmát átmásolja a leletbe. A megjegyzés mező csak szükség esetén használandó.

A magasabb jogosultsággal rendelkező felhasználók már képesek különféle lekérdezések végrehajtására, dashboardok készítésére, új protokollok betanítására, valamint kumulatív dózisok vizsgálatára. A különböző lekérdezések xlsx formátumban tölthetők le.

Összegzésképpen megállapítható, hogy az intézményünkben helyben fejlesztett és folyamatosan továbbfejlesztett dózismonitorozó szerver képes nagyméretű betegadatállomány hatékony feldolgozására. Teljesítményét és funkcionalitását tekintve alkalmas arra, hogy kiváltsa a piacon elérhető, jelentős költséggel beszerezhető vagy bérelhető kereskedelmi szoftvermegoldásokat.

### 3.1.7. A páciens dózist befolyásoló technikai lehetőségek

Amellett, hogy fontos beszélnünk a pácienseket ért sugárterhelésről, és annak dokumentálásáról egy-egy CT vizsgálat során, elengedhetetlen beszélni arról is, hogyan lehet minél alacsonyabb mértékűre csökkenteni a dózist az előre beállított protokollok mellett. Noha az optimális beállítás az ALARA elvnek megfelelő sugárterhelést eredményezi, a napi rutin CT vizsgálatokat végző radiográfusok tevékenysége szintén meghatározó tényező a sugárterhelés minimalizálásában. Az alábbi fejezetben bemutatom azokat a lehetőségeket, amelyekkel a páciens dózisa csökkenthető, vagy legalább optimalizálható.

Az első egyszerűnek tűnő kérdés az ólomköpeny kapcsán tehető fel: a vizsgálat alatt a páciens viseljen-e ólomkötényt vagy sem? A 2019-es AAPM [44] ajánlása szerint a beteg védelme miatt alhasi és kismedencei takarások, ólomkötény használata már nem indokolt a hagyományos röntgensugárzással járó vizsgálatok során. A reproduktív szervek sugárterhelése kapcsán leggyakrabban megfogalmazott aggodalom az esetleges örökletes elváltozások kockázatának növekedése. A Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP) 2007-es, 103. számú ajánlása ugyanakkor hangsúlyozza, hogy „egyetlen humán vizsgálat sem szolgáltat közvetlen bizonyítékot az öröklődő betegségek sugárzással összefüggő többletére” [19]. Hasonló megállapításokat tartalmaz az Amerikai Szülész-nőgyógyászok Kollégiumának (ACOG) irányelve is, amelyet az Amerikai Radiológiai Kollégium (ACR) is támogat. Eszerint „néhány kivételtől eltekintve a röntgen-, CT- és izotópos vizsgálatokkal járó sugárterhelés jóval alacsonyabb annál a szintnél, amelyről feltételezhető lenne, hogy magzati károsodást okoz” [45]. A modern CT scannerek automatikus expozíció-vezérlő (AEC: automatic exposure control) alkalmazása nagymértékben lecsökkenti a páciensek dózist, azonban ennek dózisszabályzó működését zavarhatja egy esetlegesen a vizsgálati mezőbe levő ólomfelület, mely drasztikusan emelheti a dózist [46]. Ezen kívül egy látómezőbe eső ólom elfedhet anatómiai részeket, mely a vizsgálat ismétlését vonhatja maga után [47]. Ezenkívül azt is kimutatták, hogy a vizsgálati mezőből kieső területeken a sugárzás a belső szórt sugárzásból származik leginkább, melynek csökkentése nem várható egy külső ólomtakarással. A személyzet vagy a CT vizsgálat alatt a beteg mellett álló kísérő védelme érdekében továbbra is elengedhetetlen az ólomköpeny viselése.

Minden vizsgálat előtt szükséges a radiográfusnak gondoskodnia arról, hogy az összes fém tárgyat eltávolítsák a vizsgálati régióról (szemüveg, ékszerek stb.). Ennek jelentősége a fém tárgyak által okozott műtermék keletkezésében, ill. az AEC megfelelő működésében van.

A sugárterhelést szintén növeli az AEC, ha a vizsgált régióban marad a beteg karja, ezért a mellkasi, hasi és medencei vizsgálatok során törekedni kell a páciens karjának fej fölé helyezéséről már a tájékoztató felvétel elkészültekor. Ennek a kombinált vizsgálatoknál van különösen nagy jelentősége. Egy koponyát és mellkasi és/vagy has-medencei régiót érintő vizsgálatnál érdemes külön tájékoztató felvételeket készíteni: a fej esetén testmellé helyezett, a mellkas/has/medence esetén pedig a fej fölé emelt kézzel.

Az operátor felelőssége továbbá nem csupán a vizsgálat technikai kivitelezése, hanem a pácienssel történő higgadt és empátiás viselkedés a beteg megnyugtatása céljából, amely elengedhetetlen a mozgásmentes, jó minőségű képalkotás eléréséhez. Ugyanakkor felelőssége felismerni azt is, ha a páciens pszichés vagy fizikai állapota miatt nem képes nyugodtan, mozdulatlanul feküdni a vizsgálat teljes időtartama alatt, és ennek megfelelően módosítani a vizsgálati stratégiát vagy konzultálni az orvossal.

Végezetül az operátor egyik alapvető feladata a páciens pontos és megfelelő pozicionálása is. Bár ez egy nyilvánvalónak tűnő elemi lépés, de a nem megfelelően beállított, az izocenter-től eltérő testhelyzet jelentős hatással lehet a vizsgálat során alkalmazott sugárdózisra. Az automatikus expozícióvezérlés ugyanis a lokalizáló scan alapján próbálja meghatározni a beteg méretét, és a projekciós leképzés jellege, illetve a rosszul centrált pozíció miatt a páciens mérete akár jóval nagyobbnak vagy kisebbnek fog látszani (ha a centrum felett vagy alatt van a beteg testközéppontja). Így a CT vizsgálat alatt a páciens szükségesnél (a képminőség szempontjából) lényegesen nagyobb vagy kisebb röntgensugár mennyiség fogja érni.

A CT kezelő felületén is van néhány lehetőség, mellyel hatással lehet a radiográfus a páciens dózisára. Ilyen például a megfelelő scan-hossz beállítása, ill. a megfelelő számú fázisok kiválasztása. Egy túl rövid scan-hossz a vizsgálat megismétlését vonhatja maga után, azonban egy túl hosszú scan felesleges sugárterhelést okozhat. A nem megfelelő fázis kiválasztása szintén a vizsgálat ismétlését eredményezheti. Végül lehetősége van az operátornak a tájékoztató felvételeken szerv dózis moduláció (ODM: organ dose modulation) felhelyezésére, melyek feladata a sugárérzékenyebb szervek (szemlencse, pajzsmirigy, emlő, gonádok) felett, az AP irányából érkező sugárzásnak a csökkentése.

## 3.2. Zsírszövet szegmentálás CT-vel

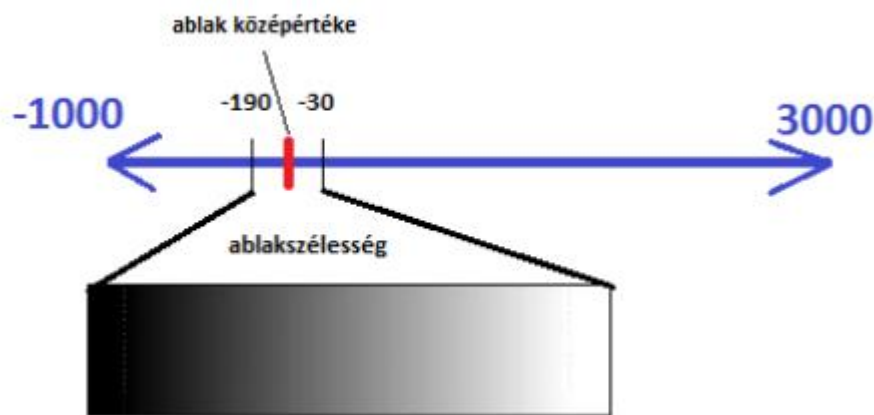
### 3.2.1. CT képek Hounsfield egysége

A Hounsfield egység a CT képeknél használt mérőszám, mely a kép minden egyes pixelén található anyag sugárgyengítésével arányos, ezáltal számos szövet/anyag azonosítható, értéke függ a beállított feszültségtől (kV), kivétel a víz és a levegő HU értékei. Fontos megjegyezni, hogy egy adott anyag sugárgyengítése alapvetően az anyagban levő atomok/elemek gyengítésétől és sűrűségétől függ

$$\mu(E) = \sum_i \mu_{mass}(E)_i \rho_i, \quad (15)$$

ahol  $\mu_{mass}$  az elem ú.n. tömeg abszorpciós együtthatója, a  $\rho$  pedig az elem sűrűsége. A képletben az „E” jelöli a foton energiáját, így érthető, hogy egyrészt a gyengítési folyamat függ a csőfeszültségtől, másrészt a röntgencsőből kilépő különböző energiájú fotonok nem azonos mértékben gyengülnek. Mivel a szervezetünkben levő szövetek 98%-a öt elemből (H, O, C, N és Ca) épül fel, így az is elképzelhető lenne, hogy legfeljebb öt különböző HU érték legyen. Azonban az egyes szövetek elemarányai (és így a sűrűségük is) annyira változatosak, hogy szinte minden szövetnek más a HU értéke. Pontosabban az egyes szövetek sem homogén anyagokból/molekulákból állnak, így egy adott szövet HU értéke sem egy konkrét szám, hanem jellegzetes eloszlása van, így minden szövethez csak HU tartományokat lehet rendelni, amelyek ráadásul át is fedhetnek. A HU skála egyik fix pontja a nulla, mely a víz sugárgyengítésével egyenlő (a gyakorlatban ez független a feszültségtől), a másik fix pontja a – 1000, mely a levegő sugárgyengítésének felel meg. A skálának elvben nincs gyakorlati maximuma, mivel a fenti képletben a  $\mu(E)$  a sűrűséggel és rendszámmal folyamatosan növelhető. Technikai maximum létezik, mivel a CT fájlok méretének limitálása miatt a gyártók a voxelekben csak 12bit (4096) adatot tárolnak, így egy ilyen definíció alapján a HU skála [-1024, 3072] tartományú lesz. Elvileg fémek esetén a HU érték akár több tízezer is lehet, ezért a skála az újabb CT készülékeknél kiterjeszhető (általában 16 bit-re, azaz 65536-ra) a különböző fém műtermékek (artefaktumok) hatékony csökkentésére. Megjegyzendő, hogy ez az intervallum az orvosdiagnosztikában használatos, mivel a legtöbb klinikailag fontos szövetet lefedi, míg az ipari CT vizsgálatok során ettől szélesebb skálát alkalmaznak a fémek vizsgálatára (pl. autóipar). A HU tartomány egyes értékei egy szürke skálához vannak rendelve és a fentiek alapján 4096 árnyalatot jelentene. Az emberi szem azonban nem képes ennyi különböző

árnyalat megkülönböztetésére, ezért bevezették az ablakolás technikáját. Ez azt jelenti, hogy a skálán ki lehet választani egy szűkebb tartományt, melyben már kevesebb árnyalat jelenik meg, a tartománynál alacsonyabb értékek feketén, a magasabbak fehérén ábrázolódnak. A tartományon belüli alacsonyabb HU számok sötétebben, míg a magasabbak világosabban jelennek meg a kijelzőn. A szűkített tartomány, más néven ablak, jellemzésére alkalmazzuk az ablak centrum (középtérték) és szélesség fogalmát. A következő ábra a zsírszövetre jellemző szűkített tartományt mutatja be, melynek centruma -110 HU (**14.ábra**).



**14 ábra** A zsírszövetre jellemző HU ablak reprezentatív példája, ahol a középtérték (vagy centrum) -110HU és ablak szélessége 160HU

A különböző szövetek HU értékeinek kiszámítását a következő képlet teszi lehetővé:

$$HU_{\text{anyag}} = \frac{\mu_{\text{anyag}} - \mu_{\text{víz}}}{\mu_{\text{víz}}} \times 1000 \quad (16)$$

A különböző szövetekre és anyagokra jellemző HU értékeket és tartományokat a következő táblázat mutatja (**5. táblázat**):

Anyag/szövet	Hounsfield érték
tömör csont	[300, 2500]
máj	[50, 70]
vér	[50, 60]
vesék	[20, 40]
izom	[10, 40]
agy szürkeállománya	[30, 40]
agy fehérállománya	[20, 30]
víz	0
zsír	[-100, -80]
tüdő	[-950, -600]
levegő	-1000

## 5. Táblázat Különböző anyagokra és szövetekre jellemző HU értékek [17]

A tényleges HU-érték az anyag vagy szövet összetételétől és sűrűségétől, valamint a csőfeszültségtől és a hőmérséklettől is függ.

### 3.2.2. HU alapú szegmentáció

Az orvosi képalkotásban a szegmentálás valamilyen modalitással készült felvételen egy lézió, szerv, szövet, anatómiai struktúra kiemelését, körvonalazását jelenti. A különböző modalitású felvételeken a szegmentáció igen eltérő lehet a modalitásból adódó képi információ tartalom, vagy a vizsgált szerv adottságai miatt, például, ha bonyolult a morfológia. Modalitásból adódó különbségekre példaként mutatnám be a pozitron emissziós tomográfia (PET), a mágneses rezonancia (MR) és a CT felvételek közötti különbségeket. A PET felvételeknél úgynevezett Standard Uptake Value, azaz SUV értékekről beszélünk. Ez nem más, mint a páciensbe intravénásan bejuttatott radioaktív izotóp, más néven farmakon koncentrációja a szervezet egészében található átlagos koncentrációhoz képest. Bár a SUV-érték kvantitatív információt nyújt egy adott biológiai folyamat intenzitásáról, a vizsgált régió teljes körű megjelenítése nem valósulhat meg, mivel csak a magas SUV-értékkel rendelkező területek jelennek meg jól a képeken. Ezen kívül a zsírszövetben a PET-nél gyakran használt radiofarmakon (FDG: 18F-fluor-2-dezoxi-D-glükóz) csak gyengén halmozódik, így zsírszövet mennyiségi meghatározására nem megfelelő. Ráadásul a PET képalkotás térbeli felbontása (3-6 mm) jelentősen elmarad a CT-hez és MR-hez képest (0,5-1 mm), így a pontosabb szegmentáció is kizárólag a magas aktivitású régiókra korlátozódik.

Az MR-felvételek különösen előnyösek a lágy szövetek megjelenítésében, mivel kiváló térbeli felbontásuknak köszönhetően részletes anatómiai információt nyújtanak. Ennek eredményeképpen az MR-képek alkalmasak lennének az anatómiai struktúrák azonosítására és szegmentálására. Ugyanakkor az MR voxel értékek nem abszolútok (nincs mértékegységük), hanem csak egy relatív skálán értelmezhetők, mivel az egyes képpontok értéke nem előre definiált fizikai mennyiséghez kötött. Ez jelentősen megnehezíti egy szerv szegmentálásának kivitelezését, különösen automatizált eljárások esetén, mert nem lehet egy szövetet általánosan csak a voxel értékei alapján megkülönböztetni a környezetétől. Ezen kívül az MR fizikai adottságai miatt, – a transzaxiális látótér viszonylag kicsi keresztmetszete miatt -, korlátozott a nagyobb méretű páciensek vizsgálata, különösen a hasi vizsgálatok esetén.

Mindezekkel szemben a CT esetén a Hounsfield-egységek (HU) révén a voxelértékek fizikai jelentéssel bírnak, ami lehetővé teszi az objektív, reprodukálható szegmentációt. Bár a

térbeli felbontása elmarad az MR-hez képest, a HU-értékek jól definiált volta miatt a szegmentáció ezen a modalitáson végezhető el a legpontosabban (különösen a diagnosztikus célú CT képek esetén, így a PETCT-nél kapott CT képek korlátozottabban alkalmasak). Előre meghatározott küszöbértékek alkalmazásával elfogadható pontossággal kijelölhetők egyes szervek vagy szövetek, és ezek mérete, mennyisége nagy megbízhatósággal becsülhető. Különösen jó eredmények érhetők el azoknál a struktúráknál, amelyek igen karakterisztikus HU-érték tartománnyal rendelkeznek, így ezek szegmentálása kiemelkedő pontosságú lehet. A jellegzetes HU értékkel rendelkező zsírszövet és az egyéb szövetekkel átfedést mutató izomszövet bemutatásán keresztül ez érthetőbbé válik. Az izomszövetre a jellemző HU tartománya [10, 40], ami átfed a légyszövetekre jellemző HU értékkel, míg a zsír HU érték tartománya [-190,-30], mely az egyéb szövetektől nagyban különbözik, ezért akár manuálisan, akár automatikusan, – pl. mesterséges intelligencia segítségével – is, szegmentálással pontosabban ki tudjuk jelölni azokat a pixeleket, melyek zsírszövetre jellemzőek.

A szegmentáció pontosságát jelentősen befolyásolja az adott szerv vagy szövet alakjának összetettsége. Egy egyszerűbb, jól körül határolható struktúra, – például a máj –, lényegesen könnyebben szegmentálható, mint egy bonyolultabb formájú szerv, mint például a hasnyálmirigy. Hasonlóképpen, a szövetek esetében is könnyebb elkülöníteni a bőralatti zsírszövetet, mint a morfológiailag változatosabb zsigeri zsírt.

A szegmentációs eljárás történhet manuálisan, semi-automatikusan vagy automatikusan. Míg a manuális eljárás időigényes, és szaktudást igénylő, addig a semi- és teljesen-automatikus módszer az MI és a különféle algoritmusok alkalmazásával gyors és hatékony technikának tekinthető, mellyel megfelelő pontossággal lehet azonosítani különféle szerveket, szöveteket. Az automatikus szegmentáció nagy előnyt jelenthet például daganatok, csontok, érhalózat és egyéb struktúrák gyors felismerésében, mely támogatja az orvosokat a pontos diagnózis felállításában.

Zsírszövet szegmentálásánál a hasi régió különböző axiális szintjeiről szokás egy szeletet kiválasztani. A szakirodalomban megjelenik a köldök magassága [10], a Th12.-L1., L2.-L3, L3.-L4. és akár az L4-L5.-ös csigolyák szintje is [11, 48-53]. Azonban ezek közül a köldök magasságához tartozó szelet nem optimális választás, ugyanis a köldök elhelyezkedése a hasi zsírszövet mennyiségétől függően elég nagy változatosságot mutathat.

Elméletben a zsigeri és a bőr alatti zsírszövet teljes térfogatának mérése előnyösebb lenne, mint egyetlen CT-szelet alapján történő becslés, azonban erre nagyon sok esetben nincs lehetőség, mivel a rendelkezésre álló CT felvételek axiális irányban a testnek csak egy korlátozott régióját

ábrázolják. Több kutatócsoport javasolt és fejlesztett ki kifinomult automatikus algoritmusokat nagy testtérfigaton belüli zsírszövet szegmentálására [54-55], azonban a szakirodalomban is a leggyakrabban egyetlen szelet alapján végzik a zsírtérfogat becslését, mivel úgy tűnik, hogy egyetlen CT szelet zsíreloszlása is jellemezni tudja a teljes zsírtartalmat.

### **3.2.3. Hogyan lehet a legjobban felmérni a hasi elhízást?**

Fang és munkatársai 2018-ban egy review közleményben összefoglalták azokat a módszereket, melyekkel mérni lehet a hasi elhízást [48]. Ezek közül az első az antropometriai módszer, amihez a derékkörfogat, a derék-csípő arány és a derék-magasság arány tartozik. Egy 168159 főből álló tanulmány alapján azt találták, hogy a derékbőség szorosabb összefüggést mutat a szív- és érrendszeri betegségekkel, valamint a 2-es típusú cukorbetegséggel, mint a BMI. Ezen kívül a derékbőség jobban korrelál az MR-rel mért viszkerális zsírszövettel, mint a BMI-vel. A derékkörfogat a központi elhízás egyik mutatója, amelyet a Nemzeti Egészségügyi Intézetek (National Institutes of Health), a WHO, az Amerikai Szívszövetség (American Heart Association) és a Nemzetközi Diabetes Alapítvány (International Diabetes Foundation) ajánl a metabolikus és szív- és érrendszeri betegség kockázatának szűrésére. Azonban ennek az értékelési módszernek vannak korlátai. A derékkörfogat határértékei nemek és etnikai csoportok szerint változnak. Nincs egyetértés abban, hogy melyik anatómiai pont a legjobb a derékkörfogat mérésére, a WHO (World Health Organization) az utolsó tapintható borda és a csípőlapát (iliac crest) közötti középpontot javasolja, míg az Amerikai Nemzeti Egészségügyi Intézetek a köldök szintjét ajánlják.

Ezt követően ez optikai háromdimenziós test-szkennelés technikáját tekintették át, mely egy gyorsan fejlődő technológia. A vizsgálat során lézer vagy más fénynyalábokat vetítenek a testre és kamrarendszerekkel rögzítik a testről visszavert (a testkontúr információt tartalmazó) fényhullámokat, melynek eredményeképpen képes több száz lineáris, kerületi és térfogati testméret-adat rögzítésére. A lézeralapú 3D testszkennelés pontossága magasabb, mint az optikai kameráké, ugyanakkor utóbbiak lényegesen olcsóbbak. Azonban ahhoz, hogy ezen eljárás alapján egészségügyi kockázatokra lehessen következtetni, még további vizsgálatok szükségesek [48].

A kettős hasi bioelektromos impedancia-analízist (BIA: Bioelectrical Impedance Analysis) a zsigeri zsír mennyiségének meghatározására fejlesztettek ki, az impedancia és a has alakjának formájának kapcsolt információja alapján. A BIA vagy automatizált geometriaimérőrendszerrel van felszerelve, amelyek a has méreteit a szagittális és koronális síkokban elemzik, vagy

beépített lézerrel, amely a derékkörfogatot méri. Az impedanciát a hasra helyezett elektródákkal rögzíti. A BIA-val végzett becslések szorosabb korrelációt mutattak a teljes hasi zsírral, mint a zsigeri zsírral [56]. A kettős hasi BIA-val végzett becslések magasabb korrelációt mutattak a CT-vel mért zsigeri zsírral, mint az egész testre terjedő BIA-val. Egyes tanulmányok szerint a BIA jobban vagy legalább ugyanolyan pontossággal becsüli a zsigeri zsír mennyiségét, mint a mérőszalaggal mért derékkörfogat, míg más kutatások ennek ellenkezőjét találták. Úgy tűnik, hogy a kettős hasi BIA alábecsüli a zsigeri zsírt vagy jelentős hibahatárral rendelkezik, ha a viszkerális zsírszövet (VAT: visceral adipose tissue) magas [57-58]. Nagy populációkat és különböző etnikai csoportokat vizsgáló tanulmányokra van szükség annak megállapításához, hogy a hasi BIA következetesen felülmúlja-e a derékkörfogatot a VAT becslésében a különböző populációkban.

A következőkben az ultrahang (UH) és a zsírszövet kapcsolatát mutatták be [59]. Az ultrahang felhasználható a szövetvastagság mérésére különböző síkokban, hogy olyan új geometriai modelleket lehessen kialakítani, amelyek a haskörfogat különböző pontjain mért mélységek alapján becsülik meg a zsigeri zsírszövet (VAT) mennyiségét [59]. Az ultrahanggal és CT-vel mért VAT közötti korrelációs együttható 0,766–0,781 volt ( $P < 0,001$ ), miközben az UH-val mért hasi zsírvastagság esetében a mérő személyen belüli és a mérők közötti megbízhatóság meghaladta a 0,98-at. Jelenleg nincs konszenzus arra vonatkozóan, hogy az UH pontosabban becsüli-e meg a VAT-ot, mint a derékkörfogat mérés [60-61]. Jelenleg a B-módú UH-ot gyakrabban alkalmazzák az elhízással kapcsolatos vizsgálatokban, mint az A-módút [62]. Hat boncolt test bevonásával végzett tanulmányban A- és B-módú UH-val mért és boncolás során mért szövetvastagságot hasonlítottak össze, ahol az A- és a B-mód közötti átlagos különbség a bőr alatti zsírszövet vastagságában kevesebb, mint 0,7 mm volt a has, a comb és a tricepsz területén [62]. Az A-módú UH és CT vagy MR közötti VAT-meghatározásra vonatkozó validációs tanulmányok eddig nem jelentek meg. Összefoglalva, az ultrahang megbízhatóan becsüli a hasi zsírvastagságot, azonban a zsírszövet területeinek mérésére vonatkozó érvényességét és megbízhatóságát további vizsgálatoknak kell alátámasztaniuk.

Kettős energiájú röntgensugár abszorpciós eljárás (DEXA: Dual-energy x-ray absorptiometry) két különböző energiájú röntgensugarat alkalmaz, amelyeket a detektorok a test szövetein való áthaladás során történő elnyelés után detektálnak. Az alacsony dózisu röntgensugár biztonságosnak tekinthető gyermekek és felnőttek számára egyaránt, azonban a legtöbb intézmény tiltja annak alkalmazását terhes nők körében. A DEXA nem alkalmas arra, hogy a subcután és viszkerális zsírszövetet elkülönítse egymástól a 2 dimenziós

leképzéstechnika miatt, ennek ellenére a DEXA-val becsült viszkerális zsír térfogata erősen korrelál az MR-rel ( $r=0,902$ ,  $P<0,0001$ ) és CT-vel ( $r = 0,83$ ,  $P < 0,0001$ ) mért zsírtérfogattal [63]. A Dallas Heart Study is kimutatta, hogy a DEXA-val és MR-rel mért viszkerális zsír területek jól korrelálnak ( $r^2$  értékek 0,82 és 0,86 között mozognak,  $n = 2689$ ). A DEXA hajlamos alábecsülni a viszkerális zsír tömegét kevés viszkerális zsír esetén, és túlbecsülni azt magas mennyiségeknél [64]. Egy 4950 betegből álló, nagyobb és sok adatot vizsgáló tanulmányban kimutatták, hogy a DEXA-val meghatározott viszkerális zsír tömege erősebb esélyhányadosokat mutatott a 2-es típusú diabéteszre és a szív- és érrendszeri betegségekre, mint a derékbőség (azaz 1,69–3,64 vs. 1,07–1,83) [65]. Az irodalmi adatok alapján összességében elmondható, hogy a DEXA-módszer pontosabb a viszkerális zsír mennyiségének mérésében összehasonlító tanulmányok alapján, mivel a DEXA és MRI eredményei között magas a korreláció. Ugyanakkor további, MRI-vel vagy CT-vel validált kutatások szükségesek annak megállapításához, hogy a DEXA mennyire hatékony a viszkerális zsírszövet hosszú távú változásainak követésében.

A CT és az MR modalitás közvetlenül méri a viszkerális zsír (VAT) területeit vagy térfogatát, és referencia módszereknek számítanak a hasi zsírszövet értékelésében. Az MR-hez képest a CT kevésbé érzékeny a légzés által okozott műtermékekre. További tény, hogy a CT során alkalmazott ionizáló sugárzás korlátozza annak alkalmazhatóságát gyermekeknél és hosszú távú vizsgálatokban. A legtöbb MR rendszer 60 cm átmérőjű transzaxiális látótérrel rendelkezik, ami korlátozza a súlyosan elhízott egyének vizsgálatát. Csak néhány speciális esetben volt lehetőség olyan betegek vizsgálatára, ahol a BMI nagyobb volt, mint 40 [66-67]. A jövőben egyre elterjedtebb 70 cm-es csőátmérőjű MR készülékkel már a legtöbb nagyobb testmretű páciens meg lehet majd vizsgálni.

Egyetlen CT szeletet (a továbbiakban: „egy-szelet” módszer) gyakran használnak a hasi zsír mérésére az egyszerűség miatt, és hogy csökkentsék a CT sugárterhelését. Bár az egy-szelet képalkotás jó kompromisszum a pontosság és a költséghatékonyság között, nem biztos, hogy teljesen egyenértékű a test teljes térfogat képalkotásával, a hasi zsírváltozások hosszútávú nyomon követésében. Korábbi vizsgálatok az L4–L5 csigolyaközi porckorongnál lokalizálták a konkrét szeletet, de egyre gyakrabban használják az L2–L3 vagy L3–L4 porckorongokat, mert ezekről kimutatták, hogy valószínűleg így jobban becsülhető a teljes viszkerális zsír térfogata. Kvantitatív CT alkalmazásával Cheng és munkatársai [53] megerősítették, hogy az L2–L3 szintnél választott szelet alapján pontosabb a teljes VAT térfogatának becslése ( $r = 0,98$ ,  $P < 0,001$ ) egy egészséges kínai populációban, ami összhangban van a korábbi nyugati

populációkon végzett eredményekkel. További vizsgálatokra van azonban szükség, a populációk szélesítése révén, hogy ellenőrizzék az egyetlen metszeti kép használhatóságát és általánosíthatóságát az elhízással összefüggő morbiditás és mortalitás kockázatának előrejelzésére. Annak igazolása, illetve pontosítása is fontos, hogy mely csigolya mellett végzett szegmentálás a legígéretesebb. Az egyetlen metszeti kép alapú becslés hátrányaként mutatták be, hogy félrevezető lehet a VAT változások becslésében. Abban az esetben, ha a légzésszünet nem konzisztens a kiindulási és az után követési mérés között az egy-szelet CT képalkotást körültekintően kell alkalmazni a VAT változások értelmezésére [48].

A legtöbb tanulmány a  $-190$  és  $-30$  közötti Hounsfield értéket használja a szubkután zsírszövet és a VAT mennyiségi meghatározásához CT-vizsgálatokban. Nincs és nem is lehet egységes küszöbérték, amely az MRI zsírszövet-szegmentációhoz alkalmazható; ugyanakkor az elemzési folyamat automatizálása az utóbbi években jelentős fejlődést mutatott [68-71]. Kimutatták, hogy az MRI víz-zsír képalkotás automatikus elemzése, illetve a hagyományos T1-súlyozott MRI eredményei összehasonlíthatók. További MRI vizsgálatokban automatikusan szegmentálták a VAT-ot a szubkután zsírszövettől és a csontvelő zsírszövetétől, illetve az izomközi zsírszövetet is szegmentálni tudták, R2-mapping (R2 relaxivitási térkép) alkalmazásával. A félautomata szegmentációt jelenleg referenciamódszerként tartják számon, amíg a teljesen automatikus szegmentációs módszerek még nem validálták nagyobb populációkban, beleértve a csecsemőket és gyermekeket is. A mesterséges intelligencia és a mélytanulás területeinek fejlődése jövőbeli irány lehet a zsírszövet teljesen automatikus, pontos 3D szegmentációjához [72].

#### **3.2.4. CT alapú zsírszövet meghatározásának klinikai jelentősége**

Köztudott, hogy az elhízás számos krónikus betegség kialakulásával áll összefüggésben, többek között a cukorbetegséggel, a nem alkoholos zsírmájbetegséggel, a kardiovaszkuláris megbetegedésekkel, valamint bizonyos daganatos kórképekkel. A zsírszövet elhelyezkedése alapján két fő típust különböztetünk meg: a zsigeri (viszkerális) zsírszövetet és a bőr alatti (szubkután) zsírszövetet. A zsigeri zsírszövet a hasi szervek között, a mediastinumban, a gerinc körül, a nyak és a törzs mély perivascularis tereiben, valamint a sárga csontvelőben helyezkedhet el [73]. Ezzel szemben a szubkután zsírszövet a bőr alatt található, és eloszlása, illetve rétegvastagsága egyénenként jelentős eltéréseket mutathat. Az elhelyezkedésen kívül lényeges különbség a két zsírszövet között, hogy a zsigeri zsírszövet endokrin szervként is

funkcionál, mely számos betegség pathogeneziséhez járul hozzá, ezáltal megnövelve a zsigeri zsírszövet mennyiségi meghatározásának jelentőségét [74-75].

Már 2003-ban megjelent olyan tanulmány, amely az elhízással — különösen a hasi elhízással — összefüggő betegségekkel (például az inzulinrezisztenciával) foglalkozott. Ebben rámutattak, hogy az egyszerű testméret-mutatók, mint a BMI vagy a derékkörfogat, nem alkalmasak a zsírszövet eloszlásának kimutatására, szemben például a CT-vizsgálattal. A tanulmányuk során a hasi zsírmennyiséget az L2/L3 és L4/L5 csigolyák szintjén mérték CT felvételeken [76].

Ugyancsak CT alapú zsírszövet meghatározást végeztek 2013-ban megjelent retrospektív vizsgálatban [77], ahol 1174 polytraumás beteg CT vizsgálatát használták fel az elhízottság mértékének becslésére. A tanulmányban rámutattak arra, hogy a BMI általában jó iránymutatója az elhízásnak, azonban mivel egyszerű magasság-súly arányra épül, pontosságát jelentősen befolyásolhatja az egyéb testösszetételét, különösen a zsírtömeg és az izomtömeg aránya. Például a nagyon izmos testalkatú egyének, - magas zsírmentes testtömegük miatt, tévesen elhízottnak minősülhetnek a BMI alapján. A férfiak akár 25%-a is elhízottnak számítana BMI szerint, miközben a kettős energiájú röntgenabszorpciós (DEXA) vizsgálatok alapján nem. Ennek ellenkezője igaz a nők esetén, akiknek körülbelül a fele a BMI alapján nem elhízott, viszont a DEXA testzsírszázalék alapján annak minősül. A polytraumás betegek esetében további nehézségek is felmerülhetnek, amelyek korlátozzák a BMI használhatóságát. A testmagasság meghatározása nehézségekbe ütközhet, mivel ezek a betegek jellemzően fekvő helyzetben, intubálva és mozgáskorlátozott állapotban vannak. A testsúly mérését és dokumentálását szintén problémás lehet a sürgősségi osztályra érkező beteg esetén, amikor a fő hangsúly a reszuszcitáción van. Pedig a korai testsúlymérés fontos, mivel jelentős súlyváltozások figyelhetők meg a folyadék-reszuszcitáció során. A vizsgálatuk célja az volt, hogy a rutin traumás CT-vizsgálatokból származó adatok alapján kvantitatív módon, testmagasság és testsúly meghatározása nélkül is értékelni lehessen a polytraumás betegek elhízottságát. Feltételezték, hogy a standard traumás CT-vizsgálatokból készített háromdimenziós rekonstrukciók (3DR) alkalmasak az elhízás mértékének reprodukálható meghatározására, és az így nyert adatok elfogadható korrelációt mutatnak a testtömegindexszel [77].

A testösszetétel-elemzés módszerei további klinikai jelentőséggel is bírnak, mert például a szarkopénia vagy a kachexia kezelésének megkezdése előtt, már diagnosztizálni kellene azok jelenlétét. Antti Tolonen [78] és munkatársai a 2021-ben megjelent publikációjukban

megegerősítik, hogy a CT és az MR tekinthető a legpontosabb módszerek a testösszetétel-elemzésében. Azonban a rutinszerű klinikai alkalmazásuk, akár szarkopénia és a zsírtömeg helyettesítő mérőszámai értékelésében akadályozott, a magas költségek, a korlátozott hozzáférhetőség és a CT esetén jelentkező magas sugárterhelés miatt. Azonban más klinikai okokból készült CT- és MR képek felhasználása is segítség lehet a testösszetétel értékelésére.

O’Leary és munkatársai az elhízás és a súlyos pancreatitis nagyobb előfordulása közötti kapcsolatot vizsgálta [79]. A vizskerális zsírszövet hyperszekretálja az adipokineket, mint például a leptint, a tumor nekrosis faktor alfa (TNF- $\alpha$ ) és az interleukin-6 (IL-6) citokineket. Ezek a citokinek hozzájárulnak a metabolikus szindrómához és az érrendszeri károsodáshoz a pro-inflammatorikus környezet kialakításával. Bár még nem bizonyították, továbbra is fennáll a gyanú, hogy a magas vizskerális zsírtartalommal rendelkező betegek által mutatott hiper-inflammatorikus fenotípus fokozhatja a gyulladásos válaszreakciót az akut pancreatitisben, és így súlyosbíthatja az akut pancreatitis egy epizódjának súlyosságát. További bizonyíték erre az elméletre a traumás betegek körében megfigyelt pro-inflammatorikus válasz, amelyet az elhízás is súlyosbíthat. A derékbőség használata a központi hasi zsír mérésére jelentős összefüggést mutatott ki a pancreatitis súlyosságával, az antropometriai mérések azonban magukban foglalják az összes hasi zsír eloszlásának paramétereit, és nem veszik figyelembe az egyes zsír eloszlási paramétereket külön-külön. A tanulmányban has és medence CT vizsgálatokat vontak be, a zsírszövet szegmentálásához pedig a [190, -30] HU tartományt használták. A BMI-t retrospektíven határozták meg a CT képek alapján, egy a nemek szerinti képlet segítségével:

$$BMI_{est\ male} = 2.069 + (0.037 * SQA) - (0.05 * age) + (0,984 * BTD) - (2.647 * L1APD) \quad (17)$$

$$BMI_{est\ female} = -9.163 + (0.252 * BC) + (10.621 * \frac{SQA}{BA}) - (0.08 * age) + (0.597 * BAPD) \quad (18)$$

2024-ben Esze és munkatársai [75] egy olyan vizsgálatot mutattak be, amelyben a centrális mikrokeringés változásait, valamint az érlemeszedéssel összefüggő testzsíreloszlást vizsgálták 2-es típusú cukorbetegségben és elhízásban szenvedő betegek körében. A testzsír eloszlás vizsgálatához CT alapú hasi zsírszövet szegmentációt alkalmaztak. Vizsgálati eredményeikben a BMI és az arteria carotis media intima vastagsága között negatív összefüggés volt megfigyelhető, míg a BMI és a BHI (Breath-holding index) között pozitív kapcsolat állt fenn. Ez utóbbi összefüggés a BMI-függő zsírszövet-eloszlás változásaival magyarázható [75, 80].

Összességében megállapítható, hogy a CT-alapú zsírszövetsegmentálás számos területen alkalmazást nyer az orvosi képalkotásban és diagnosztikában. Mindez arra utal, hogy egy teljesen automatizált zsírszövetsegmentáló eljárás a jövőben értékes és hasznos kiegészítője lehet a rutinszerű CT-vizsgálatoknak, tovább növelve azok diagnosztikus és prognosztikus értékét.

## 4. Célkitűzés

Az elmúlt években világszerte, így Magyarországon is jelentős mértékben növekedett a komputertomográfias vizsgálatok száma. Ennek háttérében elsősorban a képalkotó diagnosztika fejlődése, a gyors és részletes anatómiai információt nyújtó módszerek iránti igény növekedése, a könnyebb hozzáférhetőség, valamint a sürgősségi és onkológiai ellátásban betöltött kiemelt szerep áll. A CT-vizsgálatok növekedése mellett egyre nagyobb figyelem fókuszálódik olyan speciális CT kérdésekre is, amelyek egyetlen axiális CT szelet alapján határoznak meg globális paramétereket. Kutatásunk során ilyen speciális kérdésekkel foglalkoztunk, mint az ionizáló sugárzással járó eljárások indokoltsága és optimalizálása, másrészt a szövetek/szervek szegmentálása és az ezekből nyerhető adatok klinikai relevanciájának vizsgálata.

Ennek megfelelően a doktori munka alapcélkitűzései a következők voltak:

1. Választ szeretnénk volna kapni arra, hogy a DE KK OKK Radiológián kifejlesztett dózisonmonitorozó rendszerünkkel számolt dózisadatok mennyiben egyeznek meg az elterjedten használt DoseWatch program eredményeivel. Az analízisbe a DLP, az SSDE, az ED dózis mérőszámokat vontuk be. Konkrét cél volt az is, hogy eltérések esetén minél pontosabban karakterizáljuk azokat is.
2. Az irodalomban az elmúlt években bevezetett méret specifikus effektív dózis tulajdonságait is vizsgálni szeretnénk volna. Kérdésünk az volt, hogy vajon az alapvetően Monte Carlo számítással definiált SED paraméter becsülhető-e valós CT vizsgálatokból?
3. Egy további kutatási kérdésben a CT alapú zsírszövet szegmentálás módszerét akartuk analizálni. Arra akartunk választ kapni, hogy a szegmentáció eredménye mennyire függ az előre megválasztott HU tartománytól, illetve az anatómiai régió axiális pozíciójától.
4. Végezetül vizsgálni akartuk azt a kérdést is, hogy egyetlen hasi CT szelet mennyiben elegendő a páciens zsírszöveteloszlásának és testalakjának becsléséhez.

## 5. Anyagok és módszerek

### 5.1. Páciens dózisok vizsgálata DoseWatch és DE-DMS alkalmazásokkal

A helyi etikai bizottság hozzájárult a tervezett retrospektív vizsgálathoz, mely a DE KK OKK Radiológián zajlott (etikai engedélyszám: DE RKEB/IKEB 6732-2024). 2020 júniusa és 2023 decembere között végzett minden CT vizsgálat dózisadatát bevontuk a kutatásba, melyek a GE (General Electric Healthcare, Chicago, IL. US) Revolution HD és Revolution EVO berendezéseken (a későbbiekben CT1 és CT2-ként fogok hivatkozni a scannerekre) készültek. A készülékek közvetlen kapcsolatban álltak a helyileg fejlesztett DE-DMS, valamint a DW alkalmazásokkal (GE Healthcare, Chicago, IL. US, 3.1.5-ös verzió). Az elsődleges adatgyűjtést követően szigorú kritériumok mentén történt az adatok további szelekciója. A begyűjtött adatokból kizártuk a 15 év alatti betegeket, a klinikai vizsgálatok keretében végzett vizsgálatokat (például gyógyszerkísérlethez szükséges vizsgálatok), a végtagi CT-eket, a teljes test CT-eket, valamint azokat az eseteket, amelyekhez nem megfelelően dokumentált protokoll név társult. Továbbá kizártuk azokat az eseteket is, amelyeknél valamelyik dózismonitorozó program nem tudott régiónevet definiálni az egyes sorozatokhoz. Ilyen eset tipikusan az “ismeretlen régió” megnevezés, melynek eredményeként effektív dózis becslés sem volt lehetséges. Végül összesen 79383 CT-vizsgálat került be a retrospektív elemzésünkbe, melyeket 16 és 104 év közötti pácienseken végeztek (átlagéletkor:  $63,3 \pm 15,3$  év; nő: 41188, férfi: 38117, ismeretlen nemű: 78 eset).

A DW programból az adatokat csak havi bontásban lehetett exportálni Microsoft (MS) Excel formátumban, így az elsődleges adat formátum ebben az esetben az xlsx volt. A DE-DMS egy MS SQL alapú szerver, ezért ebben az esetben a Microsoft Access szoftvert választottuk elsődleges eszköznél az adatok rutin feldolgozásához. A jelen vizsgálat során a két rendszerből származó releváns dózisadatokat szűrtük a fenti szempontok alapján, majd összevontuk egyetlen MS Access adatbázisba, ezt követően az összes kiértékelést és feldolgozást MATLAB™ szoftverben (The MathWorks Inc.; Natick, MA, USA; R2024b verzió) végeztük el. Az ED számolásához a két dózismonitorozó rendszer egymástól kissé eltérő f faktor táblázatot használt. A DW esetén Deak és munkatársai által publikált értékeket [20], míg a DE-DMS esetén az Amerikai Orvosi Fizikusok Szövetsége [21] által javasolt faktorokat. A DW által számított effektív dózis értékeket  $ED_{DW}$  jelöléssel tüntettünk fel, míg a DMS rendszer által

tömegkorrekcióval, illetve anélkül számított értékeket  $SED_{DMS}$ , illetve  $ED_{DMS}$  szimbólumokkal jelöltük. Ezek a paraméterek az alábbi egyenletek segítségével voltak meghatározva:

$$ED_{DW} = f(Deak\ 2010) \times DLP \quad (19)$$

$$SED_{DMS} = wkg \times f(rpt\ 96) \times DLP \quad (20)$$

$$ED_{DMS} = f(rpt96) \times DLP \quad (21)$$

A  $SED_{DMS}$  értékének meghatározásához, - a DMS-ből származó effektív dózis tömegkorrekciójához -, Huda és munkatársai [81] által publikált  $wkg$  tömegfüggő tényezőt alkalmaztunk. A  $wkg$  kiszámítására az alábbi konkrét képletet használtuk [82], ahol  $w$  a beteg testtömegét jelöli kg mértékegységben kifejezve:

$$wkg = 1,73 - 1,33 \cdot 10^{-2}w + 4,04 \cdot 10^{-5}w^2. \quad (22)$$

A DMS esetében az SSDE meghatározását a középső szeletben a páciens effektív átmérője ( $D_{eff}$ ), a CTDI<sub>vol</sub> és az AAPM által javasolt képlet [11. képlet] alapján végeztük el. Azon CT sorozatoknál, ahol a középső szelet a mellkasi régióba esett, - a mellkasi és a mellkas-felső has régiók esetében -, a víz ekvivalens átmérővel ( $D_{water}$ ) is meghatároztuk az SSDE-t, amelyet  $SSDE(D_{water})$  szimbólummal jelöltünk. Ezt egy, a  $D_{water}$  és a  $D_{eff}$  lineáris korrelációját leíró, publikáció alapján tudtuk elvégezni, amely cikkben mellkasi régió esetén konkrétan megadták a korreláció egyenletét [83].

Tekintettel arra, hogy a vizsgált két CT-berendezésen több, mint száz különböző protokoll van használatban, a DW és a DMS protokollalapú összehasonlítása rendkívül bonyolult lett volna. Ezért a protokoll nevek helyett összehasonlító elemzéseinkhez hat anatómiai régióba soroltuk a vizsgálatokat (úgynevezett „alias”-okba), ami gyakori megoldás különböző CT-k protokolljainak összehasonlításakor. A hat kiválasztott régió a következő volt: fej, nyak, mellkas, has, medence, és törzs.

Az ED és az SSDE értékek eltérő módon álltak rendelkezésre a két dózismonitorozó rendszerben. A DW-ből exportált Excel-fájlban az ED-értékek csak a teljes vizsgálatra (study-ra) vonatkozóan voltak elérhetők: a study-n belül minden sorozatnál ugyanaz az ED-érték (a teljes vizsgálat total ED-je) szerepelt az Excel táblázatban. Az SSDE értékeket azonban korrektül, sorozatszinten (series) tárolta a DW. Ezzel szemben a DMS rendszerben mind az ED, mind az SSDE elérhető volt study és sorozat szinten is. Ennek következtében kétféle anatómiai nevezéktan vezettünk be, mivel a vizsgálatunk is két módon történtek: study vagy sorozat szinten. A vizsgálat szintű nevezéktanban a korábban említett alias neveket alkalmaztuk, a fej

(22051), nyak (1378), mellkas (40810), has (14541) és medence (603) területeket, ami így összesen tehát 79383 beteg vizsgálatot eredményezett. A sorozatok szintjén a régiók elnevezését a DMS alapján határoztuk meg, ahol minden egyes sorozat, – beleértve a scout és bolus tracking képeket is –, öt különböző anatómiai régióval azonosítottunk, amelyet a radiográfusok minden vizsgálat után ellenőriztek és jóváhagytak. Ilyen módon összesen 93259 sorozatot kaptunk, amelyek az alábbi régióbontásból származtak: fej (18818), nyak (5171), mellkas (45041), has és medence (29259), valamint törzs (7652) – ez utóbbi együttesen magában foglalja a mellkas, a hasa és a medence területeket is. A DW-ban és a DE-DMS-ben tárolt sorozatokat a DICOM Series Instance UID alapján kapcsoltunk össze.

Végül a méretspecifikus effektív dózist (SED) a CT-felvételekből Martin és munkatársai [28, 30] módszere alapján is megbecsültünk. A publikációban [30] Monte Carlo-szimulációval hoztak létre számos eltérő méretű digitális human fantomot, majd ugyancsak egy validált Monte Carlo alapú CT szimulációs program segítségével számították ki a CT vizsgálat minden releváns dózis adatát: a DLP, a CTDI és a SED értékeket is. A számítás során figyelembe vették az egyes szervek elnyelt sugárdózisát, valamint a Nemzetközi Sugárvédelmi Bizottság (ICRP 2007) által megadott szöveti súlyozási tényezőket is [19]. A publikációjukban bemutatták, hogy a SED és SSDE között erős korreláció van, és a korrelációs egyenletek ( $SED = a \times SSDE - b$ ) a és b értékeit táblázatban adták meg (**12. táblázat**). Ezen a és b értékek, valamint a DMS-ben tárolt SSDE értékek segítségével mi is megbecsültük a SED értéket, a **6. táblázat** különböző testhosszainak megfelelően. A DMS-ben a testtájak és a vizsgálati hosszúságok kiválasztása az előzőleg közölt [30] tanulmánnyal összhangban történt, melynek eredményeként az alábbi régiók és hozzátartozó hosszúságok kerültek meghatározásra: mellkas, has-kismedence, mellkas-has-kismedence, has, valamint mellkas-has. A vizsgálati hosszúságokat és az esetek számát az **6. táblázat** foglalja össze.

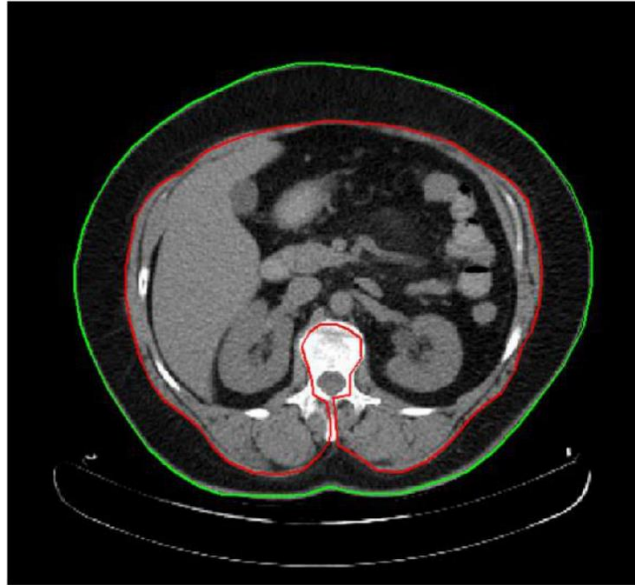
Anatómiai régió	Szkennelt hossz (cm)	Vizsgálatok száma
Has és medence	40-50	1779
Mellkas	30-37	2490
Mellkas-has-medence	62-70	2259
Has	15-30	366
Mellkas-has	40-50	2784

6. **Táblázat** SED vizsgálatokhoz használt anatómiai régiók, a hozzá tartozó szkennelt hosszak, és esetszámok. A régiók elnevezése Martin és munkatársai [11] munkája alapján került meghatározásra

## 5.2. Zsírszövet szegmentálás

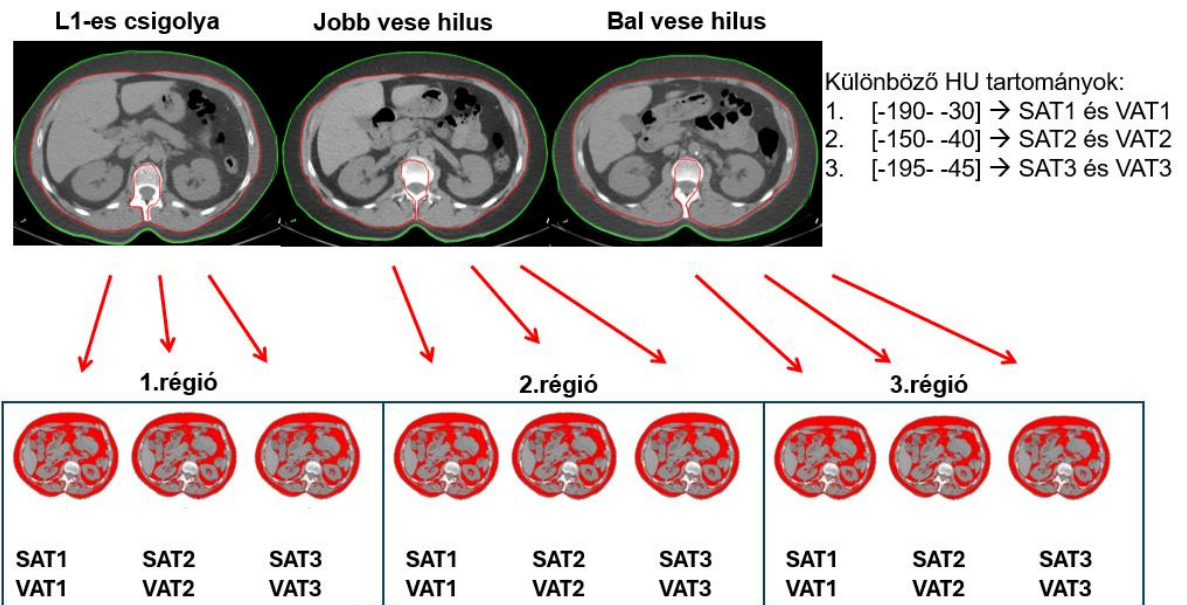
Összesen 98 humán CT vizsgálat került kiválasztásra véletlenszerűen, 2012 március és 2013 szeptember között, egy Philips 64 TF PETCT kamerán készült vizsgálatok közül. Mivel minden betegre vonatkozó adatot retrospektíven elemeztünk, írásos beleegyező nyilatkozatra külön nem volt szükség. A helyi orvosi etikai bizottság hagyta jóvá a vizsgálatot (DE RKEB/IKEB 6593-2023). A betegpopuláció járóbetegek közül került kiválasztásra, akik különböző betegségekben szenvedtek. A résztvevők antropometriai adatai: 51 férfi, akik átlag életkora 59 év (31-83 év között), átlag testtömegük 87 kg (54-150 kg között), átlag magasságuk 1,7 m (1,52-1,9 m), és átlag testtömegindexük  $34 \text{ kg/m}^2$  ( $23\text{-}58 \text{ kg/m}^2$ ) volt; valamint 47 nő, akik átlag életkora 62 év (32-94 év), átlag tömegük 75 kg (44-110kg), átlag magasságuk 1,62 m (1,5-1,77m), és átlag testtömegindexük  $33 \text{ kg/m}^2$  ( $23\text{-}55 \text{ kg/m}^2$ ) volt. A CT vizsgálat készítése során a jel-zaj arány állandóságának biztosítása érdekében standard dózisoptimalizáló algoritmust alkalmaztunk, amelyben két CT-protokoll esetében is a testsúly növekedésével arányosan növekedett a röntgensugárzás intenzitása. A *Protokoll I.-ben* nagyobb mAs-tartományt alkalmaztunk (100–200 mAs) a jobb képminőség érdekében, míg a *Protokoll-II* esetén a röntgensugárzás körülbelül a fele volt ennek. A csőfeszültség minden esetben 120 kV volt.

Három axiális szeletet választottunk ki az L.1.-es csigolya, a jobb és a bal vese hilus magasságában [84-85] sagittalis képek segítségével. Diagnosztikus monitoron két ROI (region of interest) manuálisan került berajzolásra minden egyes kiválasztott szeletre a MATLAB program segítségével. A nagyobbik ROI a testkontúrra (zöld vonal), a kisebbik pedig a hasüregre került (piros vonal) (**15. ábra**).



**15. ábra** A szubkután zsírszövet (SAT) mennyiségét a zöld és piros ROI-k közötti térben szegmentált pixelek teljes száma jelenti, míg a viszcerális zsírszövetet (VAT) a piros ROI-n belül szegmentált pixelek mennyisége definiálja

Bár a szakirodalomban számos automatikus zsírszövet-szegmentáló algoritmust javasoltak [86-89], ezek pontossága még nem éri el a kívánt szintet. Ennek következtében a radiológusoknak jellemzően ellenőrizniük kell az eredményeket, és szükség esetén korrekciót is kell végezniük. Tanulmányunkban a zsírszövet szegmentálását három különböző Hounsfield tartomány [ablak középérték/ablakszélesség HU-ban] alapján végeztük: -190/-30 HU, -150/-40 HU, -195/-45 HU [55, 90]. A szubkután zsírszövetet (SAT) a piros és a zöld ROI között, míg a viszcerális zsírszövetet (VAT) a piros ROI-n belül szegmentált pixelek száma alapján határoztuk meg. Így a SAT és VAT értékeket három különböző HU tartomány felhasználásával számítottuk ki. Emellett három különböző SAT ( $SAT_i$ ,  $i=1,2,3$ ) és három különböző VAT ( $VAT_i$ ,  $i=1,2,3$ ) becslést is kaptunk a három különböző metszetre vonatkozóan (**16. ábra**).



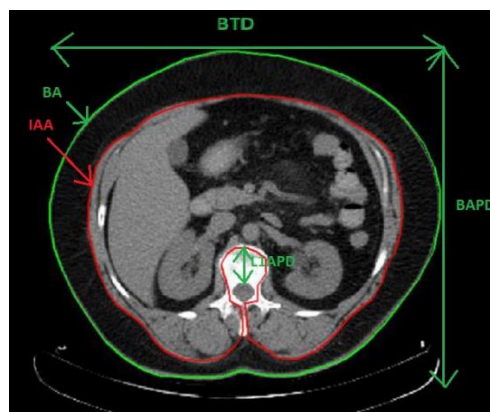
16. ábra A szegmentálásokat három különböző HU tartománnyal készítettük el az L.1 csigolya, a jobb és a bal vese hilusának szintjén készült metszeteken

Minden esetben kiszámoltuk a testtömegindexet (BMI) is a következő szokásos képlet segítségével:

$$BMI = \frac{\text{testtömeg}}{\text{testmagasság}^2} \left[ \frac{kg}{m^2} \right] \quad (23)$$

A testmagasság és a testtömeg a betegek által szóbeli közlés útján került rögzítésre. A rekonstruált képekből nyert adatok lehetővé tették a BMI becslését az Irodalmi Bevezetésben már szereplő 17. és 18. képletek segítségével [8, 79].

Ezen képletekhez szükség volt minden axiális metszetből a test horizontális és anteroposterior átmérőjére (BTD, BAPD), a csigolyatest átmérőjére (L1APD), a test körfogatára (BC), a teljes test területére (BA), a szubkután zsír területére, valamint a páciens életkorára (lásd a 17. ábrán).



**17. ábra** Az axiális CT metszeten láthatók a BMI számításához használt paraméterek. A következő paraméterek láthatók a képen: horizontális és antero-posterior átmérője a testnek (BTD, BAPD), a csigolyatest átmérője (L1APD), intraabdominális zsírszövet (IAA), és az egy síkon belüli teljes test területe (BA)

Úgy gondoltuk, hogy a két nemre vonatkozó eredeti BMI becslő képlet túlságosan bonyolult, ezért megpróbáltunk javasolni, illetve létrehozni egyszerűbbeket. A BMIest 4-5 adattól függ, mely mindkét nem esetén eltérő. Továbbá kérdéses, hogy az egyes állandók függenek-e a konkrét CT-beállításaitól. Az irodalomban számos további BMI-modellt találtunk [91], azonban mi kilenc új modellt javasoltunk az eredeti és a jelenlegi modellek alapján, amelyeket I-től IX-ig jelöltünk (lásd a **7. táblázatban**).

Modell szám	Nőkre vonatkozó modellek
I.	$BMI_{modell} = -9,163 + (0,252 \times BC) + \left(10,621 \times \frac{SQA}{BA}\right) - (0,081 \times \text{életkor}) + (0,597 \times BAPD)$
II.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC) + \left(c \times \frac{SQA}{BA}\right) - (d \times \text{életkor}) + (e \times BAPD)$
III.	$BMI_{modell} = 2,069 + (0,037 \times SQA) - (0,051 \times \text{életkor}) + (0,985 \times BTD) - (2,648 \times L1APD)$
IV.	$BMI_{modell} = a + (b \times SQA) - (c \times \text{életkor}) + (d \times BTD) - (e \times L1APD)$
V.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC)$
VI.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD)$
VII.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC) + c \times \text{életkor}$
VIII.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD) + (d \times BC)$
IX.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD) + (c \times BC) + (e \times \text{életkor})$
Modell szám	Férfiakra vonatkozó modellek
I.	$BMI_{modell} = 2,069 + (0,037 \times SQA) - (0,051 \times \text{életkor}) + (0,985 \times BTD) - (2,648 \times L1APD)$
II.	$BMI_{modell} = a + (b \times SQA) - (c \times \text{életkor}) + (d \times BTD) - (e \times L1APD)$
III.	$BMI_{modell} = -9,163 + (0,252 \times BC) + \left(10,621 \times \frac{SQA}{BA}\right) - (0,081 \times \text{életkor}) + (0,597 \times BAPD)$
IV.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC) + (c \times SQR) - (d \times \text{életkor}) + (e \times BAPD)$
V.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC)$
VI.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD)$
VII.	$BMI_{modell} = a + (b \times BC) + c \times \text{életkor}$
VIII.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD) + (d \times BC)$
IX.	$BMI_{modell} = a + (b \times BTD) + (c \times BAPD) + (c \times BC) + (e \times \text{életkor})$

**7. Táblázat:** Az általunk létrehozott kilenc különböző modell, mindkét nemre vonatkozóan

Nemlineáris regressziót alkalmaztunk a kilenc egyenlet együtthatóinak kiszámításához, ahol az alábbi súlyfüggvényt minimalizáltuk minden esetben:

$$h(a, b, c, d, e) = \sum_{k=1}^n (BMI_k - BMI_{modell}(a, b, c, d, e))_k^2 \quad (25)$$

A 25. egyenletben a BMI és a BMI<sub>modell</sub> a valós, illetve a modellalapú (a **7. táblázatban** bemutatott) BMI-értékeket jelölik. Ezen kívül az összegzés a teljes férfi vagy női populációra vonatkozik ( $n_{nő} = 47$ ,  $n_{férfi} = 51$ ).

Párosított adathalmazokra vonatkozó hipotézis vizsgálatokat végeztünk a különböző axiális szeletekből és tartományokból származó értékek összehasonlítására. Az adatok eloszlását az

Anderson-Darling normalitási teszttel értékeltük. Ezt követően a megfelelő hipotézis vizsgálatot választottuk: normál eloszlású adatok esetén párosított t-próbát, egyéb esetekben Wilcoxon-féle előjeles rangpróbát. Az adathalmazokat akkor tekintettük szignifikánsan különbözőnek, ha a p-érték kisebb volt 0,05-nél.

Minden adat kiértékelést és feldolgozást a kereskedelmi forgalomban elérhető Microsoft Office Excel és MATLAB programmal végeztünk.

## 6. Eredmények

### 6.1. Páciens dózist leíró paraméterek összefüggéseinek analízise CT vizsgálatokban

#### 6.1.1. Dózismonitorozó programok adatainak általános összehasonlítása

A következő táblázatokban összefoglaltuk a DLP, az ED, a SED és az SSDE adatokra vonatkozó statisztikai eredményeket (**8.-10. táblázat**):

Alkalmazás neve	Régió megnevezés	esetszám	DLP [mGy*cm]				
			medián	átlag	szórás	min	max
DW	<i>Has</i>	13082	1497	1752	1103	2	8134
	<i>Mellkast</i>	40969	512	981	1032	1	6316
	<i>Koponya</i>	24017	984	1336	1155	1	10263
	<i>Nyak</i>	2216	1051	1157	539	10	4352
	<i>Medence</i>	197	1250	1401	569	492	3910
		<b>összeg: 80481</b>					
DE DMS	<i>Has</i>	13082	1497	1752	1103	2	8134
	<i>Mellkast</i>	40969	512	981	1032	1	6316
	<i>Koponya</i>	24017	984	1336	1155	1	10263
	<i>Nyak</i>	2216	1051	1157	539	10	4352
	<i>Medence</i>	197	1250	1401	569	492	3910
		<b>összeg: 80481</b>					

**8.Táblázat** DMS és DW alkalmazásokból származó DLP adatok, melyek anatómiai régió alapján vannak csoportosítva. A mértékegység mGy·cm

Alkalmazás neve	Régió megnevezés	esetszám	SSDE [mGy]				
			medián	átlag	szórás	min	max
DW	<i>Has</i>	19031	9,7	10,66	10,99	0	115,84
	<i>Mellkas</i>	54858	9,88	10,30	10,55	0	166,17
	<i>Koponya</i>	17458	30,82	23,29	17,82	0	107,9
	<i>Nyak</i>	1810	26,09	26,60	21,49	0	121,56
	<i>Medence</i>	102	27,29	21,10	18,41	0,20	61,94
		<b>összeg: 93259</b>					
DE-DMS	<i>Has</i>	19031	13,33	15,60	9,87	0,03	142,43
	<i>Mellkas</i>	54858	12,06	13,86	9,73	0,02	166,17
	<i>Koponya</i>	17458	31,88	33,74	11,76	0,04	137,31
	<i>Nyak</i>	1810	28,68	34,40	17,01	0,07	142,88

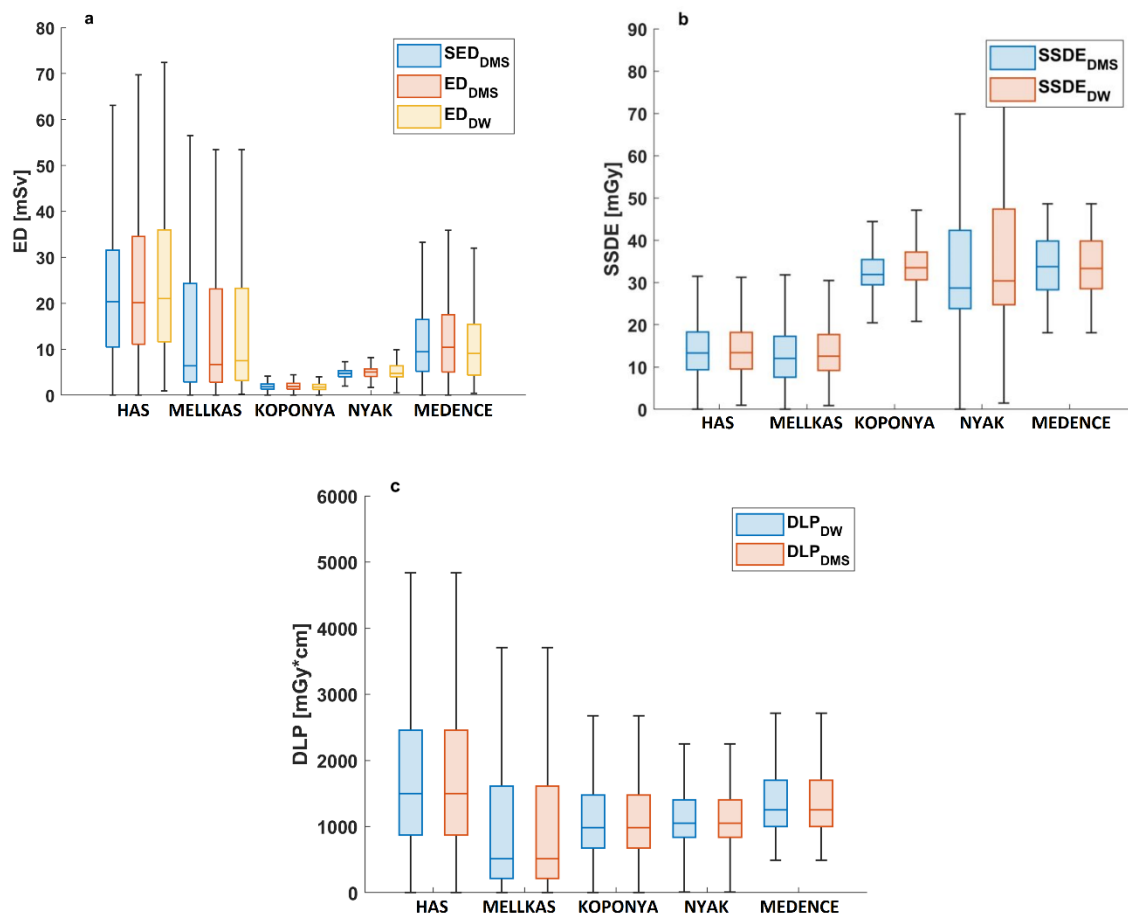
	<i>Medence</i>	102	33,74	33,30	10,15	0,20	61,94
		<b>összeg: 93259</b>					

**9. Táblázat** DMS és DW alkalmazásokból származó SSDE adatok, melyek anatómiai régió alapján vannak csoportosítva. A mértékegység mGy

Alkalmazás neve	Régió megnevezés	esetszám	ED [mSv]				
			medián	átlag	szórás	min	max
DW	<i>Has</i>	14541	21,01	25,13	17,18	0,92	124,46
	<i>Mellkas</i>	40810	7,54	14,23	14,93	0,19	92,3
	<i>Koponya</i>	22051	1,72	1,89	0,93	0	14,56
	<i>Nyak</i>	1378	4,74	5,94	3,09	0	49,55
	<i>Medence</i>	603	9,09	11,16	8,08	0,38	50,33
		<b>összeg: 79383</b>					
DE-DMS	<i>Has</i>	14541	20,11	24,03	16,55	0	122,74
	<i>Mellkast</i>	40810	6,69	13,87	15,34	0	103,51
	<i>Koponya</i>	22051	1,91	2,22	1,85	0	64,49
	<i>Nyak</i>	1378	5,01	6,23	3,43	0	57,47
	<i>Medence</i>	603	10,4	12,46	8,81	0	56,46
		<b>összeg: 79383</b>					
DE-DMS (SED)	<i>Has</i>	14541	20,36	21,82	13,46	0,0	99,93
	<i>Mellkas</i>	40810	6,36	12,80	13,59	0	86,24
	<i>Koponya</i>	22051	1,85	2,13	1,68	0	54,16
	<i>Nyak</i>	1378	4,74	5,94	3,09	0	49,55
	<i>Medence</i>	603	9,45	11,54	7,51	0	47,03
		<b>összeg 79383</b>					

**10. Táblázat** DMS és DW alkalmazásokból származó ED és SED adatok, melyek anatómiai régió szerint vannak csoportosítva. A mértékegység mSv

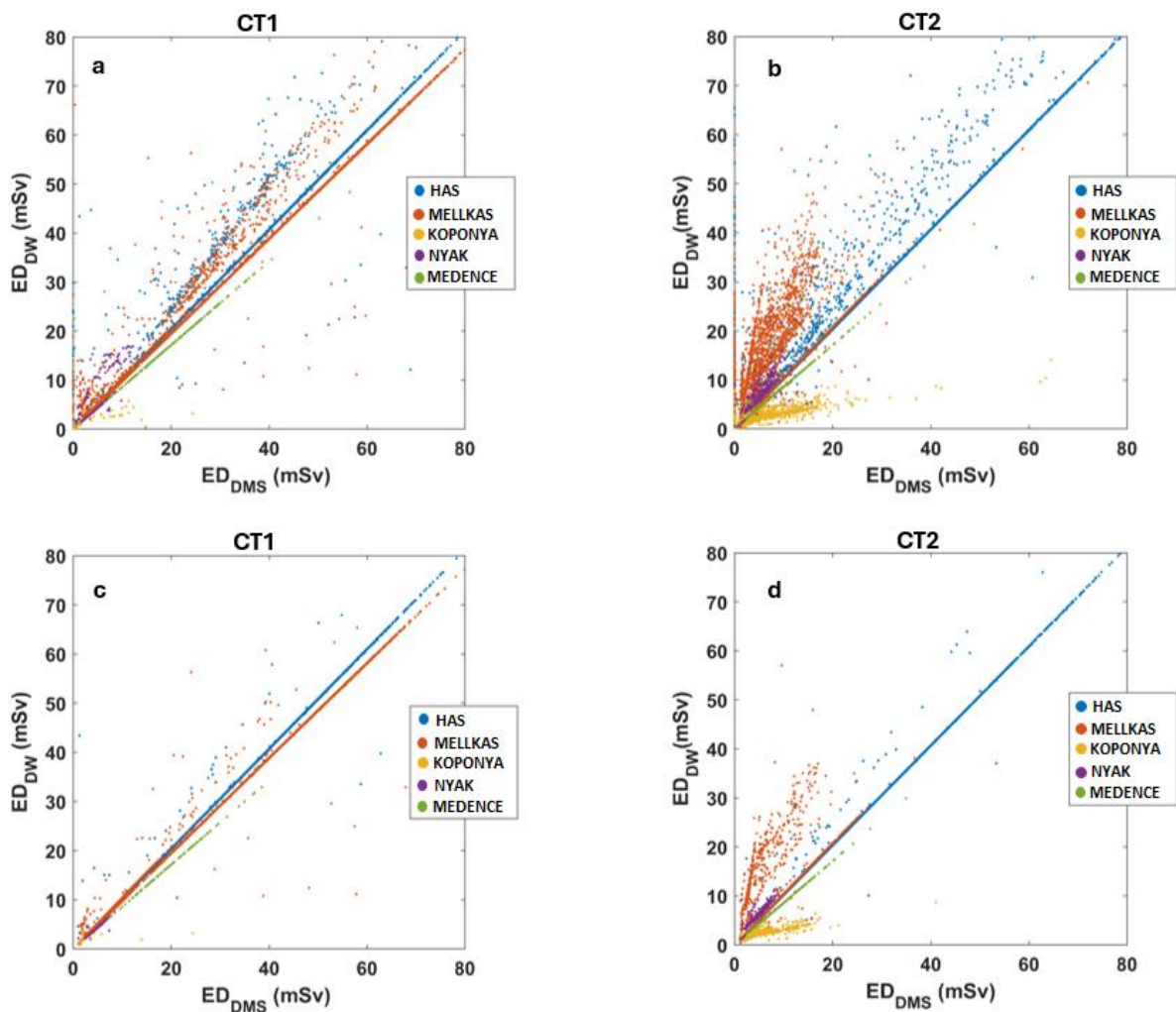
Az **18. ábra** dobozdiagram segítségével egyszerre mutatja be a teljes vizsgálati populációra vonatkozóan a DW és a DE-DMS programok által számolt ED,  $SED_{DMS}$ , SSDE és DLP értékeket. Az ED és DLP értékek a teljes vizsgálatokból, míg az SSDE értékek az egyes sorozatokból származnak.



**18. ábra** Az ED,  $SED_{DMS}$ , SSDE és DLP értékeket összegző doboz- és bajuszdiagramok. Összesen 79383 vizsgálat elemzése látható az ED és DLP tekintetében (a és c diagramok), míg 93259 sorozat adatát tartalmazza az SSDE dobozdiagram (c). Az alsó indexek jelzik, hogy melyik szoftverből származnak az adatok. Az egyes dobozok alsó és felső szélei rendre a 25. és 75. percentiliseket jelölik, a középső vonal pedig a mediánt. A „bajuszok” a doboz felső vagy alsó szélétől számított  $1,5 \times IQR$  távolságig nyúlnak, ahol az IQR az interkvartilis terjedelmet jelenti

### 6.1.2. Effektív dózis adatok összehasonlítása

A **19a** és **b ábra** az  $ED_{DW}$ - $ED_{DMS}$  adatok régió alapú korrelációs elemzésének eredményeit mutatja be a 79383 vizsgálatra vonatkozóan a két CT esetében. A régió szerinti csoportosítás minden egyes anatómiai területre egy-egy klasztert eredményezett (különböző színekkel jelölve). A CT1 esetében a korrelációk erősebbek és közelebb állnak az elvárt 1 meredekséghez. A CT2-nél egy adott régióra vonatkozóan több különálló populáció ábrázolódik, és a korrelációk általában nagyobb szórást mutatnak, továbbá bár a koponya esetén a szórás kicsi, a meredekség jelentősen eltér a 45 fokos egyenestől.



**19. ábra** A két dózismonitorozó program (DMS és DW) által meghatározott ED értékek korrelatív diagramjai láthatók mindkét CT-re vonatkozóan, anatómiai régió szerinti bontásban. A testtájakat különböző színű pontokkal jelöltük

Bár nem vizsgáltuk protokollokra lebontva külön a korrelációk változékonyságának okát, a különböző testtájakra kiterjedő, több sorozatból álló CT-protokollok (különösen a has-kismedencei vizsgálatok esetében) hozzájárulhatnak a korrelációk eltéréseihez. Mivel a DW minden sorozathoz ugyanazt a testtájat rendeli egy adott vizsgálaton belül, ez több sorozatból és régióból álló CT-vizsgálatok esetén feltehetően pontatlan ED számítást eredményezhet. Ennek a hatásnak a csökkentése érdekében kizártuk azokat a CT-vizsgálatokat, amelyek egynél több testtájat érintettek (**19c** és **19d ábra**).

A következő ábra (**20. ábra**) szemlélteti, hogy a két program közötti anatómiai terület azonosítása hogyan tér el egymástól egyazon CT vizsgálat esetén.

**a**

Event	AcquisitionType	Phantom	Target region	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy*cm)	ED (mSv)
1	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	0.00	0.00	0.00
2	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	0.00	0.00	0.00
3	SEQUENCED	IEC Head Dosimetry Phantom	head	53.32	1 226.59	2.58
4	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	3.10	91.40	1.38
				1 317.99	3.96	

**b**

Event	AcquisitionType	Phant	Target region	CTDIvol(mGy)	DLP(mGy*cm)	ED (mSv)
1	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	0.00	0.00	0.00
2	CONSTANT_ANGLE	IEC Body Dosimetry Phantom	none	0.00	0.00	0.00
3	SEQUENCED	IEC Head Dosimetry Phantom	chest	53.32	1 226.59	18.57
4	SPIRAL	IEC Body Dosimetry Phantom	chest	3.10	91.40	1.38
				1 317.99	19.96	

**c**

Series Number	Series Description	Series Type	Protocol	Target Region	Scanning Length (mm)	Scan Range (mm)	Phantom Type	Mean CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	SSDE (mGy)	DLP (mGy*cm)	Effective Dose (mSv)
1	Scout	Constant Angle	5.7 Mellkas COVID nativ fejfel be DMPR		675.82						
1	Scout	Constant Angle	5.7 Mellkas COVID nativ fejfel be DMPR		593.73						
2	2.5 mm nativ	Sequenced	1.1 AGYKOPONYA RUTIN 2.5mm nativ	Chest	230.05	[43.5;270 94]	IEC Head Dosimetry Phantom	53.32	51.72	1226.59	17.91
5	1.25 mm lung	Spiral	5.7 Mellkas COVID nativ fejfel be DMPR	Chest	295.43	[-190.25;69.75]	IEC Body Dosimetry Phantom	3.10	3.16	91.49	1.34

**20. ábra** A dózismonitorozó programok webes felületeinek reprezentatív képe látható. Az **a** és **b** panel a DE-DMS, a **c** panel a DW felületét mutatja, de mindhárom ugyan ahhoz a vizsgálathoz tartozik. Az **a** panelen a régió meghatározás helye, a **b** panelen helytelen. Mindhárom esetben látható két tájékoztató felvétel, továbbá egy koponyáról és egy a mellkasról készült scan

A DE-DMS és a DW is automatikusan tölti ki az anatómiai régiókat, azonban az előbbi manuálisan szerkeszthető marad, míg a DW alkalmazás nem teszi lehetővé a cél régió szerkesztését, azaz fix marad és minden sorozatnál egyforma lesz (függetlenül attól, hogy valójában melyik testrésztől készült a vizsgálat). A **20. ábra** egy natív koponya-mellkas vizsgálaton keresztül mutatja be a régió azonosításának módját a két program esetén. A **20. ábra** mindhárom paneljén látható 4 sorozat. Az első kettő a tájékoztató felvétel (**a** és **b** panelen: constant\_angle, **c** panelen: scout), a harmadik egy natív koponya sorozat (**a** és **b** panelen: sequenced, **c** panelen: 2,5 mm natív), a negyedik pedig egy natív mellkas (**a** és **b** panelen: spiral, **c** panelen: 1,25 mm lung). Látható, hogy az egyes sorozatoknál, mindhárom panelen a CTDI<sub>vol</sub> és a DLP értékek ugyan azok (CTDI: 53,32 mGy és 3,10 mGy ; DLP: 1226,59 mGy\*cm és 91,40 mGy\*cm), azonban a célterület eltérő (target region). Az **a** panelen „head” és „chest” szerepel (ez tükrözi a valóságot), míg a **b** és **c** panelen is két „chest” látható. Ennek megfelelően az effektív dózisok a következőképpen alakulnak: **a** panel 3,96 mSv, **b** panel: 19,96 mSv, **c** panel 19,24 mSv. A **b** panelen azért módosítottuk a régiókat „chest”-re, hogy reprezentáljuk az alkalmazott cél régió hatását az össz ED-re. Amennyiben a DE-DMS-ben és a DW rendszerekben is ugyan az a régió (chest), közel azonos az ED érték (19,24 vs. 19,96). Azért csak „közel” azonosak, mert az alkalmazott f faktorok eltérőek a két programnál, ill. a DE-DMS

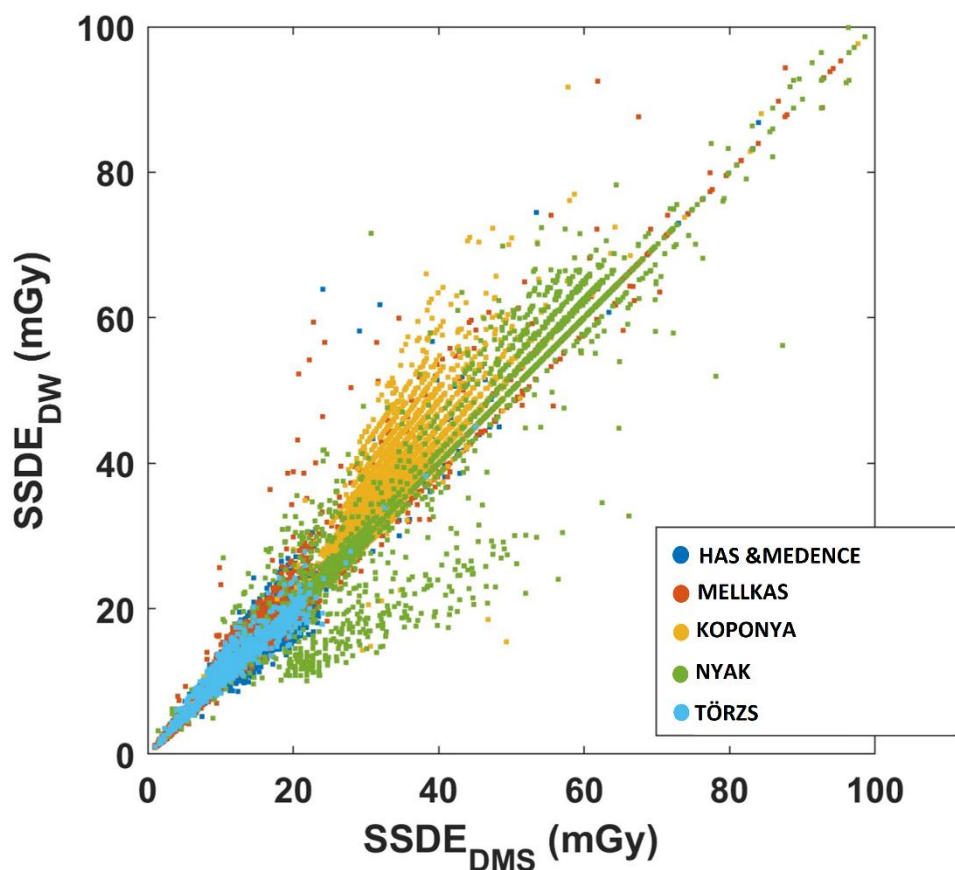
tömeg korrekció is alkalmaz a becslés során. Annak érdekében, hogy az ED értékek közötti minimális eltérés okát megerősítsük, a **19. c** ábrából véletlenszerűen választottunk 3 reprezentatív pontot a has, a mellkas és a kismedencei populáció középső tartományából. Majd a pontok x és y koordinátája alapján meghatároztuk a meredekségeket, továbbá kiszámítottuk az adott régió esetén a DW és a DMS programok által alkalmazott f faktorok (19. és 21. egyenletek) arányát is (**11. táblázat**). A meredekség- és az f faktor-arányok jellemzésére a két arány különbségét is kalkuláltuk. Jól látható, hogy a különbségek jellemzően a 0,1-0,5% körül mozognak, tehát megállapítható, hogy a populációk eltérő meredeksége az f faktorok eltéréséből származik.

Régiók	Egyenesek meredeksége a 19. c ábrán	$f_{DW}/f_{DMS}$	Különbség
<b>Has</b>	0,985	0,98	0,005
<b>Medence</b>	0,857	0,86	0,003
<b>Mellkas</b>	0,971	0,959	0,012

**11. Táblázat** A 19.c ábrán a has, a medence és a mellkas populációkhoz tartozó meredekség értékek, valamint a hozzájuk tartozó  $f_{DW}$  és  $f_{DMS}$  faktorok (a 19. és a 21. egyenletek paramétereinek) aránya látható az első két oszlopban. A 4. oszlopban az első két oszlop különbsége szerepel

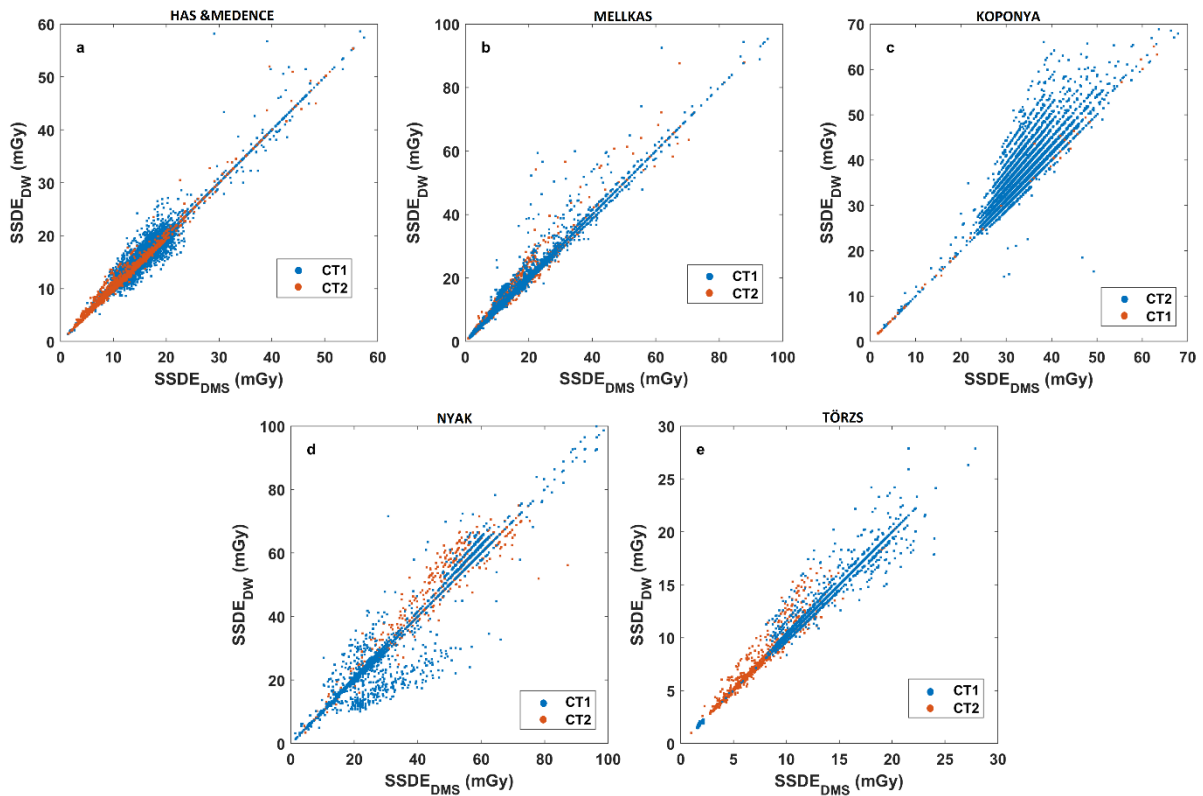
### 6.1.3. SSDE értékek elemzése

A **21. ábra** az  $SSDE_{DW}$  és az  $SSDE_{DMS}$  közötti erős, de az anatómiai régiótól azért függő korrelációt mutatja.



**21. ábra** Az  $SSDE_{DW}$  és az  $SSDE_{DMS}$  összefüggéseit szemléltető pontfelhődiagram. A testrégiókat különböző színű pontok jelzik

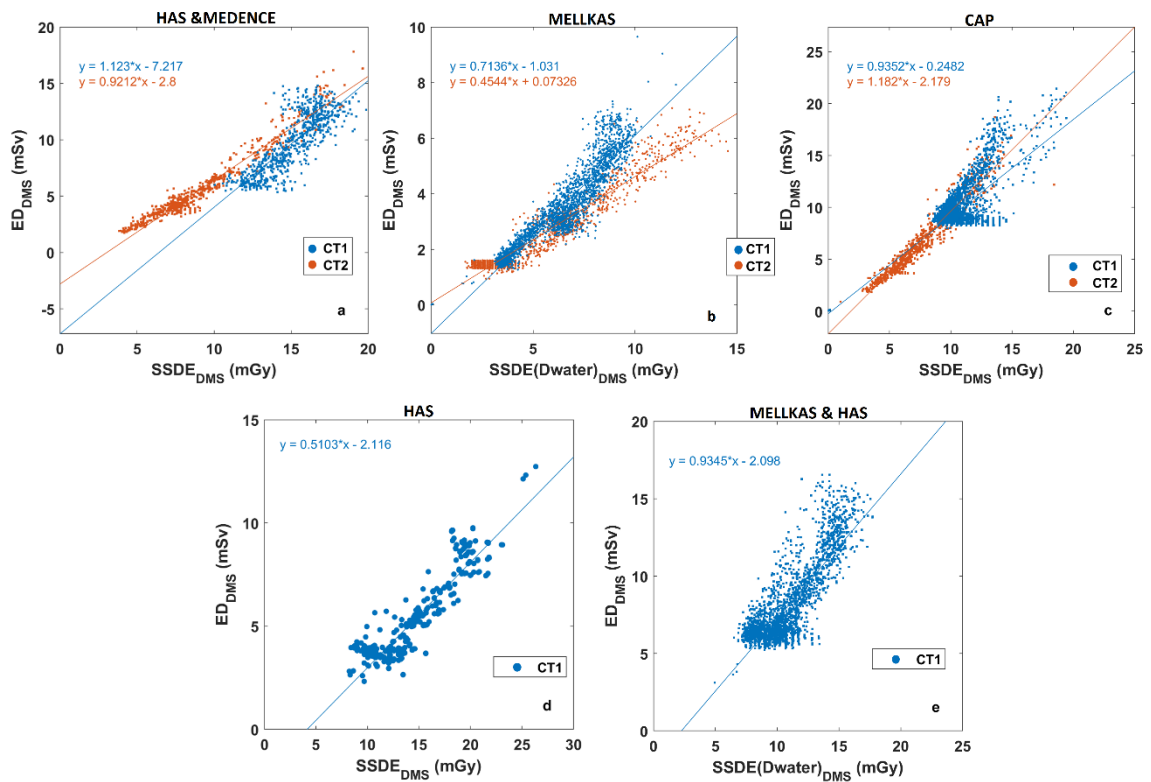
A **21. ábra** erős korrelációt mutat a DW és a DE-DMS SSDE adatai között szinte minden anatómiai régióban. Az SSDE-k közötti összefüggések részletesebb vizsgálata érdekében régióalapú SSDE elemzéseket is végeztünk mindkét CT-berendezésre (CT1 és CT2) vonatkozóan (**22. ábra**). A legerősebb korreláció a nyaki ( $y = 0,988x - 2,25$ ;  $R^2 = 0,987$ ), mellkasi ( $y = 1,014x - 0,00685$ ;  $R^2 = 0,987$ ), has-kismedencei ( $y = 1,00x + 0,116$ ;  $R^2 = 0,955$ ), és a törzsi régióban ( $y = 0,9827x + 0,2776$ ;  $R^2 = 0,9572$ ) volt megfigyelhető. Ezzel szemben a leggyengébb korrelációt a koponya régió mutatta ( $y = 1,166x - 2,609$ ;  $R^2 = 0,7908$ ), ahol a DW által számított SSDE értékek jellegzetesen nagyobbak voltak, mint a DE-DMS-ből származó adatok.



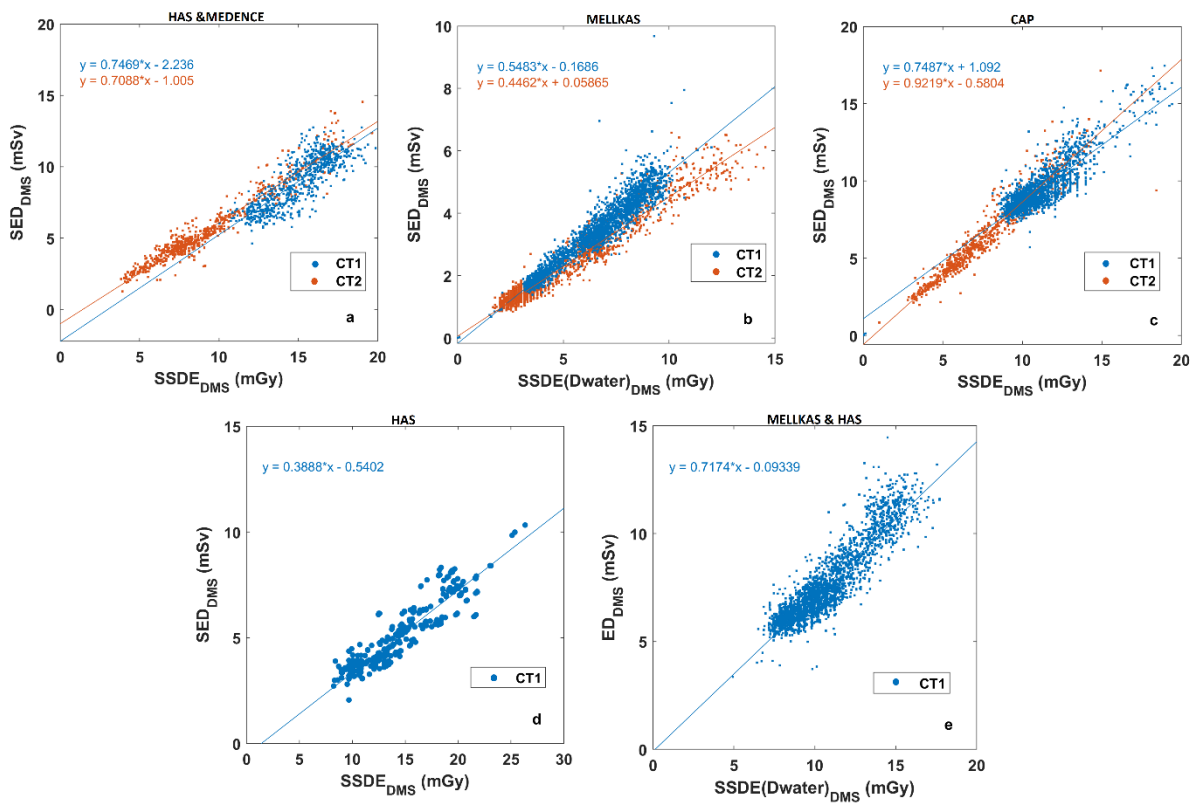
**22. ábra** A régióalapú SSDE adatok szórásdiagramjai mindkét CT-berendezés esetében. Kék pontok-CT1-berendezést, narancssárga pontok-CT2-berendezést jelölik. (a): has-medence (b): mellkas; (c): fej; (d): nyak; (e): törzs

#### 6.1.4. Az SSDE, az ED és a SED dózis adatok összefüggései

A fenti összefüggések mellett megvizsgáltuk az SSDE és az ED közötti kapcsolatokat is. Az  $ED_{DMS}$ - $SSDE_{DMS}$  és  $SED_{DMS}$ - $SSDE_{DMS}$  összefüggéseket különböző testrészekre és CT-szkennerekre vonatkozóan a **23.** és **24. ábra** mutatja.

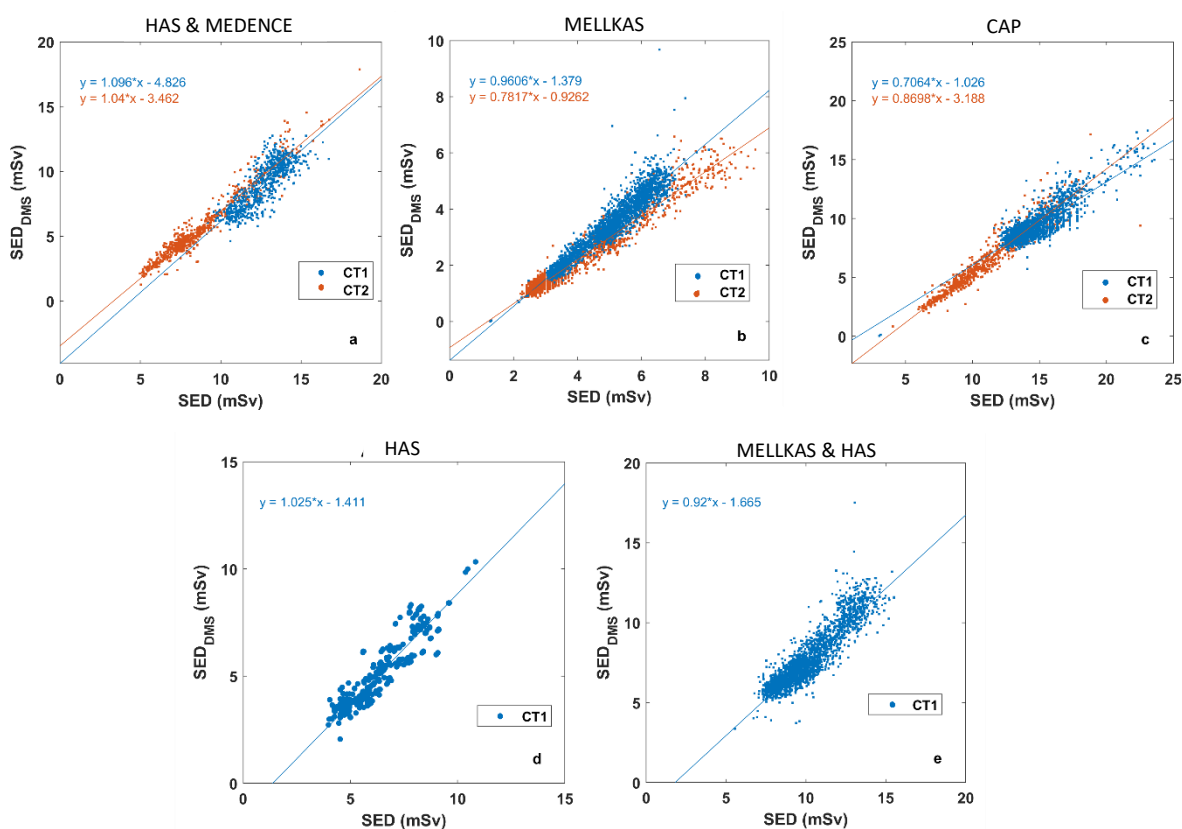


**23. ábra** Az SSDE<sub>DMS</sub> és az ED<sub>DMS</sub> közötti korrelációk az egyes testrészekre vonatkozóan. A kék pontok a CT1-berendezést, a narancssárga pontok a CT2-berendezést jelölik. A has és mellkas-has régióknál nem volt adat a CT2 berendezésen. (a): has-medence (b): mellkas; (c): CAP (mellkas- has- medence); (d): has; (e): mellkas-has



**24. ábra** Az  $SSDE_{DMS}$  és  $SED_{DMS}$  közötti összefüggések korrelációs ábrái mindkét CT és az összes vizsgált testrész esetében (CAP: mellkas-has-medence). A has és mellkas-has régióknál nem volt adat a CT2 berendezésen. (a): has-medence (b): mellkas; (c): CAP (mellkas- has- medence); (d): has; (e): mellkas-has

A mellkasi és mellkas-has CT-vizsgálatok  $SSDE$  értékeit a víz-egyenértékű átmérő alapján számoltuk ki Gabusi és munkatársai eredményei alapján [83]. Minden más anatómiai régió esetében az  $SSDE$  értékeket az effektív átmérő alapján határoztuk meg, ahogyan azt eredetileg a DMS kiszámította. A **12. táblázat** összefoglalja a lineáris illesztés eredményeit minden testrégióra és CT-készülékre vonatkozóan, a **25. ábra** pedig bemutatja a DMS által számított tömegre normalizált effektív dózis ( $SED_{DMS}$ ) és az  $SED$  közötti korrelációkat.



**25. ábra** A  $SED_{DMS}$  és a  $SED$  értékek közötti korrelációk a különböző anatómiai régióban mindkét CT esetén. A has és mellkas-has régióknál nem volt adat a CT2 berendezésen. (a): has-medence (b): mellkas; (c): CAP (mellkas- has- medence); (d): has; (e): mellkas-has

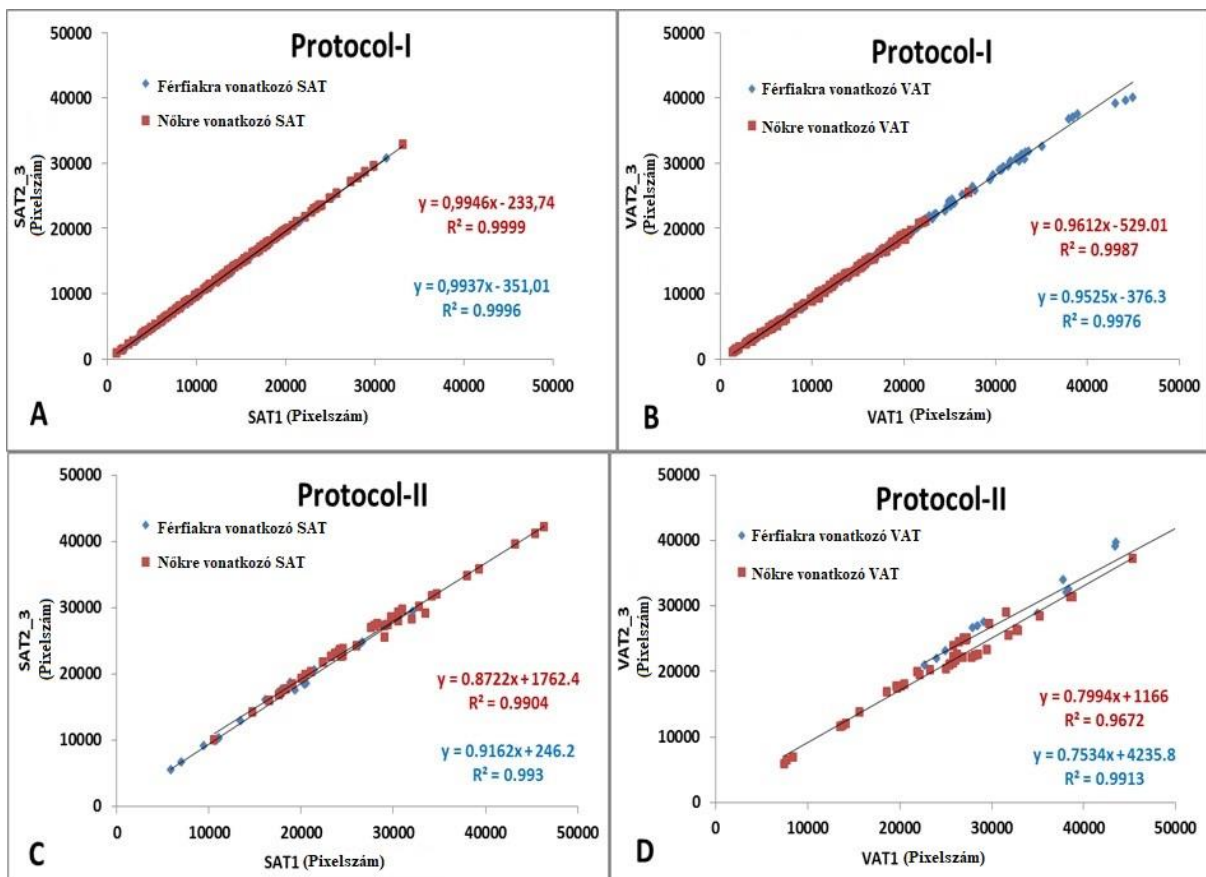
Szkennelt régió		SED <sub>DMS</sub> az SSDE <sub>DMS</sub> függvényében		ED <sub>DMS</sub> az SSDE <sub>DMS</sub> függvényében		SED az SSDE függvényében
		CT1	CT2	CT1	CT2	Martin et al. [30]
Has és medence	a	0,747 (10%)	0,709 (4%)	1,123 (65%)	0,921 (35%)	0,6813
	b	-2,236	--1,005	-7,217	-2,8	2,3621
	R <sup>2</sup>	0,675	0,874	0,657	0,936	0,939
Mellkas	a	0,548 (4%)	0,446 (22%)	0,714 (25%)	0,454 (21%)	0,5708
	b	-0,169	0,059	-1,031	0,0733	1,2599
	R <sup>2</sup>	0,905	0,949	0,850	0,927	0,972
Mellkas-has-medence	a	0,749 (29%)	0,922 (13%)	0,935 (12%)	1,182 (12%)	1,0599
	b	1,092	-0,580	-0,248	-2,179	2,9980
	R <sup>2</sup>	0,759	0,913	0,452	0,921	0,987
Has	a	0,389 (3%)		0,510 (34%)		-0,3793
	b	-0,540		-2,116		1,7078
	R <sup>2</sup>	0,844		0,827		0,949
Mellkas-has	a	0,717 (8%)		0,935 (20%)		0,7798
	b	-0,093		-2,098		0,8491
	R <sup>2</sup>	0,818		0,673		0,980

**12. Táblázat** Az ED<sub>DMS</sub>-SSDE<sub>DMS</sub> és SED<sub>DMS</sub>-SSDE adatok lineáris illesztésének eredményei különböző testrégiók és szkennerek esetében. Az "a", "b" illesztett paraméterek és a kapcsolódó R<sup>2</sup> - az  $y = ax + b$  illesztett egyenletnek megfelelően - minden régióra külön-külön szerepelnek. A táblázat tartalmazza a Martin és munkatársai [30] "a", "b" és R<sup>2</sup> paramétereit is. A SED<sub>DMS</sub>-SSDE<sub>DMS</sub> és ED<sub>DMS</sub>-SSDE<sub>DMS</sub> korrelációk meredekségeire vonatkozó abszolút százalékos különbségek (a SED-SSDE meredekségéhez képest) az "a" értékek mellett zárójelben szerepelnek

## 6.2. A zsírszövet szegmentálás és a BMI becslés eredményei

### 6.2.1. A szegmentálás hatása a SAT és VAT értékekre

Az összes páciens AT (zsírszövet) adatait a beteg neme, a szelet axiális pozíciója, a röntgenbesugárzás árama, a zsírszövet típusa, valamint a szegmentálás során alkalmazott HU tartomány szerint különítettük el. Először azt elemeztük, hogy a három szegmentálási módszerrel kapott AT adatok hogyan viszonyulnak egymáshoz a beteg neme és röntgenső árama alapján (Protokoll-I és Protokoll-II). A **26. ábrán** látható, hogy a korrelációs együtthatók valamivel magasabbak a Protokoll-I esetében mindkét zsírszövetnél. Továbbá elmondható, hogy az összefüggések függetlenek voltak a HU-tartományoktól.



**26. ábra** A SAT1-SAT2, SAT1-SAT3 (a, c), valamint a VAT1-VAT2, VAT1-VAT3 (b, d) közötti korrelációs ábrák férfi és női páciensek esetében. Az *a* és *b* ábrán a Protokoll-I, a *c* és *d* ábrán a Protokoll-II volt alkalmazva

A protokollok közötti különbség érthető, mivel a Protokoll-I-ben magasabb áramerősség volt beállítva, tehát több foton vett részt a képkalkotásban. Érdekes azonban, hogy a korrelációs együtthatók és a regressziós egyenletek nagyon hasonlóak férfi és női páciensek esetében. Bár a korrelációk szorosak, minden y-tengelymetszet szignifikánsan eltér

a nullától. Általánosságban elmondható, hogy a SATi értékek közötti korreláció szorosabb, mint a VATi adatok közötti.

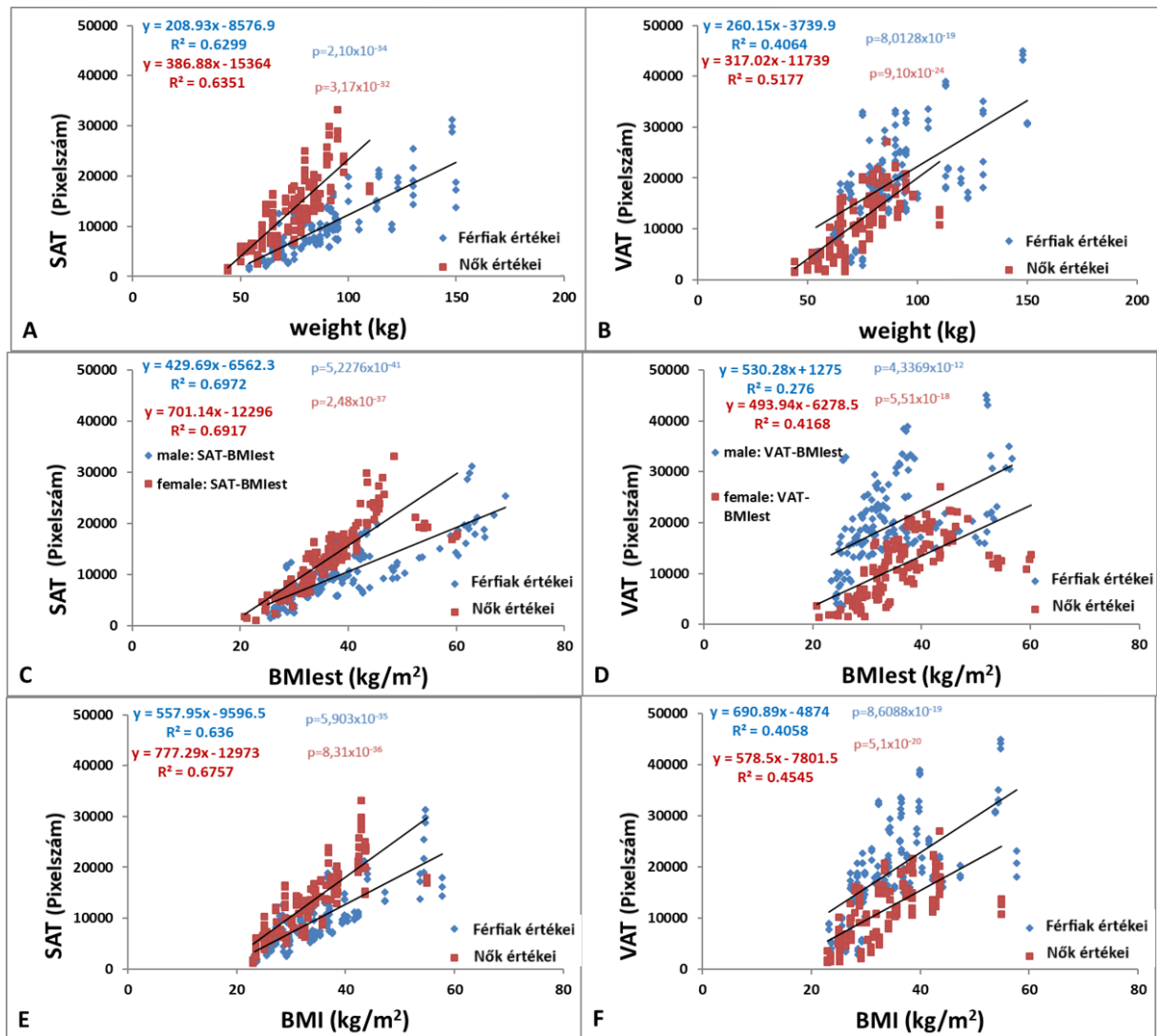
A következő lépésként hipotézisvizsgálatokat végeztünk annak elemzésére, hogy az előre meghatározott HU szegmentálási tartományok hogyan befolyásolják a különböző anatómiai régiókban kapott AT értékeket. A hipotézisvizsgálat összesítő statisztikai adatait a 13. táblázat tartalmazza.

P értékek	VAT1, VAT2	VAT1, VAT3	VAT2, VAT3
<b>férfi, csigolya</b>	5,14E-10	5,14E-10	4,17E-08
<b>férfi, bal vese</b>	5,14E-10	5,15E-10	2,66E-07
<b>férfi, jobb vese</b>	5,14E-10	1,19E-28	1,31E-07
<b>nő, csigolya</b>	4,09E-28	1,46E-26	5,77E-18
<b>nő, bal vese</b>	3,31E-25	8,21E-25	7,24E-09
<b>nő, jobb vese</b>	7,98E-23	1,12E-22	2,67E-15
	SAT1, SAT2	SAT1, SAT3	SAT2, SAT3
<b>férfi, csigolya</b>	5,14E-10	2,77E-30	1,45E-05
<b>férfi, bal vese</b>	5,14E-10	1,93E-30	5,24E-05
<b>férfi, jobb vese</b>	5,14E-10	1,41E-29	2,41E-05
<b>nő, csigolya</b>	3,47E-26	2,33E-25	1,45E-05
<b>nő, bal vese</b>	9,13E-28	4,95E-26	5,24E-05
<b>nő, jobb vese</b>	1,85E-29	8,54E-28	7,23E-13

**13.Táblázat** A különböző axiális szeletekből származó párosított szubkután és zsigeri zsírszövet adatokra vonatkozó hipotézisvizsgálat eredményeként kapott p értékek

### 6.2.2. SAT és VAT adatok kapcsolata a páciens testtömegével

Vizsgáltuk a zsírszövetként definiált pixelek száma és a páciensek testsúlya, illetve BMI értékei közötti összefüggéseket is. Az **27. ábra** *a* és *b* része az AT adatok és a páciensek testsúlya közötti korrelációt mutatják be.



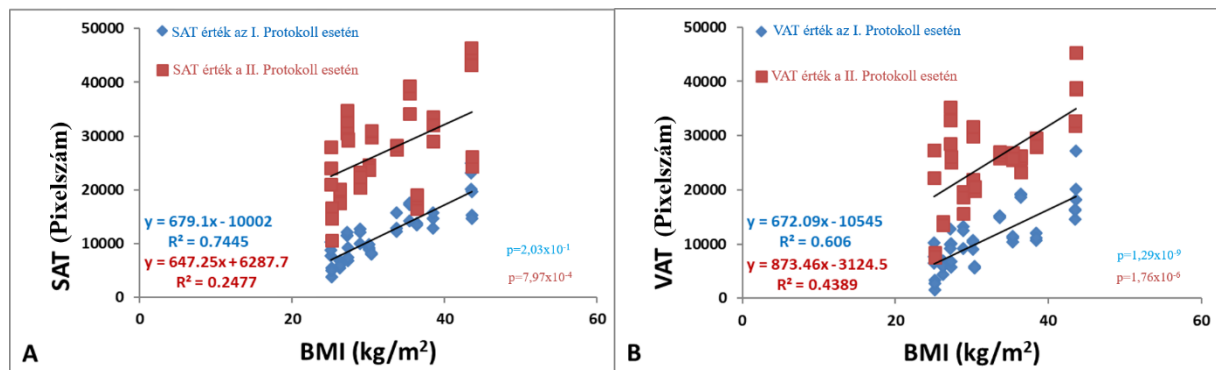
27. ábra A SAT/VAT valamint a testsúly, a BMIest, illetve a BMI közötti összefüggés látható. Az ábrákon mindhárom HU-tartománnyal meghatározott zsírszövet adatok szerepelnek. Minden diagramon feltüntettük a regressziós egyenletet, az  $R^2$  és a  $p$  értékeket is

Ahogy az várható volt, az AT pixel száma a testsúly növekedésével emelkedik, azonban a korrelációs együtthatók meglehetősen alacsonyak, különösen a zsigeri zsír tekintetében. Emellett a VAT és a BMIest közötti korrelációk (lásd az **27d ábrát**) a legalacsonyabbak ( $R^2 = 0,276$  és  $R^2 = 0,416$ ). Az egyetlen kivételt a SAT és a BMIest közötti korreláció, ami a férfiaknál ( $R^2 = 0,697$ ) és a nőknél is ( $R^2 = 0,691$ ) látható, amit az **27c ábra** mutat. A SAT és VAT adatok jobb korrelációt mutatnak a valós BMI-vel (**27e, f ábrák**), ezek  $R^2$  értékei hasonlóak az AT adatok és a valós testsúly közötti korrelációkhoz (**27a, b ábrák**). A zsigeri zsír adatok minden esetben szignifikánsan gyengébb korrelációt mutatnak. Megjegyzendő továbbá, hogy a női test több szubkután zsírt tartalmaz, míg a férfiaknál a zsigeri zsír mennyisége nagyobb. Ez hasznos

információ lehet, mivel a zsigeri zsír endokrin szervként is működhet, és különféle hormonokat termelhet [51]. Ezek a hormonok számos módon károsíthatják a szervezetet.

### 6.2.3. A röntgensugárzás intenzitásának hatása

14 beteg esetén mindkét protokollal készült vizsgálat adatainak korrelációs analízisét is elvégeztük. A két protokoll közötti legjelentősebb eltérés a szegmentált zsírszöveti területekben mutatkozott meg: a Protokoll-II alkalmazása esetén ezek nagyobb pixelszámosságú területeket eredményeztek (28. ábra).



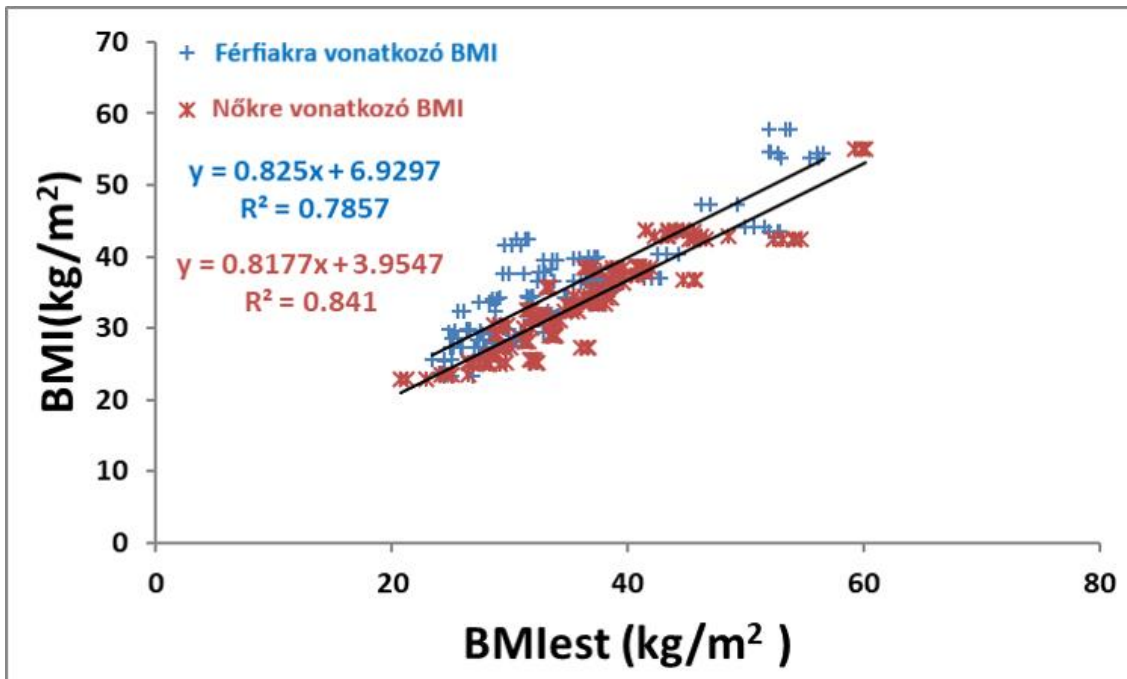
**28. ábra** A SAT és a BMI közötti összefüggés összehasonlítása a Protokoll- I. és II. alapján. Az egyes ábrákon feltüntetésre kerültek a regressziós egyenes számszerű eredményei (egyenlet,  $R^2$  és p értékek)

A különbség több, mint kétszeres is lehet. Az adatok azt is mutatják, hogy a Protokoll- I. alapján meghatározott AT adatok jobb korrelációt mutatnak a valós BMI-értékekkel, mint a Protokoll- II. esetében, ami arra utal, hogy a szegmentálás pontosabb a Protokoll- I. alkalmazásával. Az első protokoll esetében a valós BMI-vel való korreláció magas ( $R^2 = 0,74$  és  $R^2 = 0,606$ ). A regressziós analízis p értéke gyakorlatilag nulla (az értékek a **28. ábrán** láthatók). Összességében megállapítható, hogy a bőr alatti zsírszöveti területek meghatározása jelentősen pontosabb nagyobb röntgendózis mellett. A SAT és VAT testtömeg függése azt mutatja, hogy a zsírszövet mennyisége a testtömeg növekedésével nő, azonban ez az összefüggés és a kapcsolódó korrelációk kevésbé markánsak a Protokoll- II. esetében (Protokoll-I. vs Protokoll-II.; SAT:  $R^2 = 0,745$  vs  $0,248$  és VAT:  $R^2 = 0,606$  vs  $0,439$ ).

### 6.2.4. A becsült BMI megbízhatósága

További korrelációs analízist végeztünk abból a célból, hogy megvizsgáljuk a BMI becsülő képleteink megbízhatóságát. Ehhez a BMI és a BMIest korrelációs analízisét végeztünk el

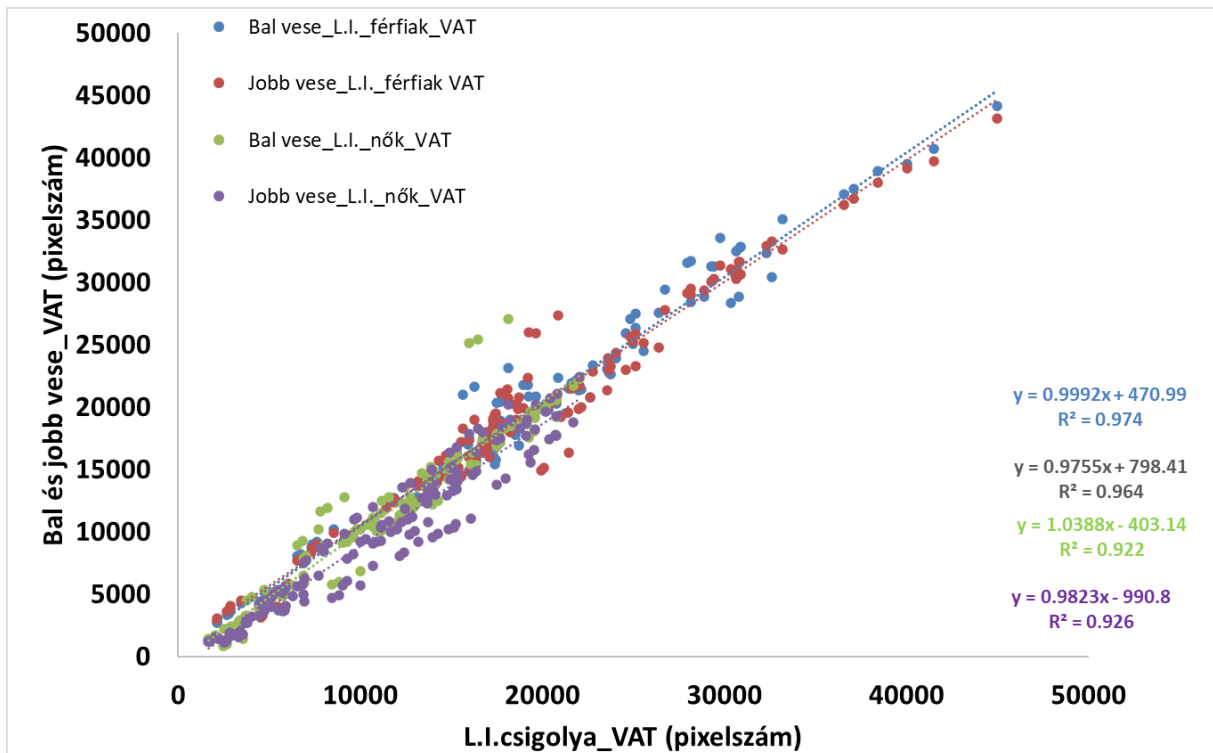
mindkét nemre (férfiak:  $R^2=0,78$ ,  $p<0.001$ ; nők:  $R^2=0,841$ ;  $p<0.001$ ) vonatkozóan a Protokoll-I. esetén, mely eredményét a **29. ábra** mutat.



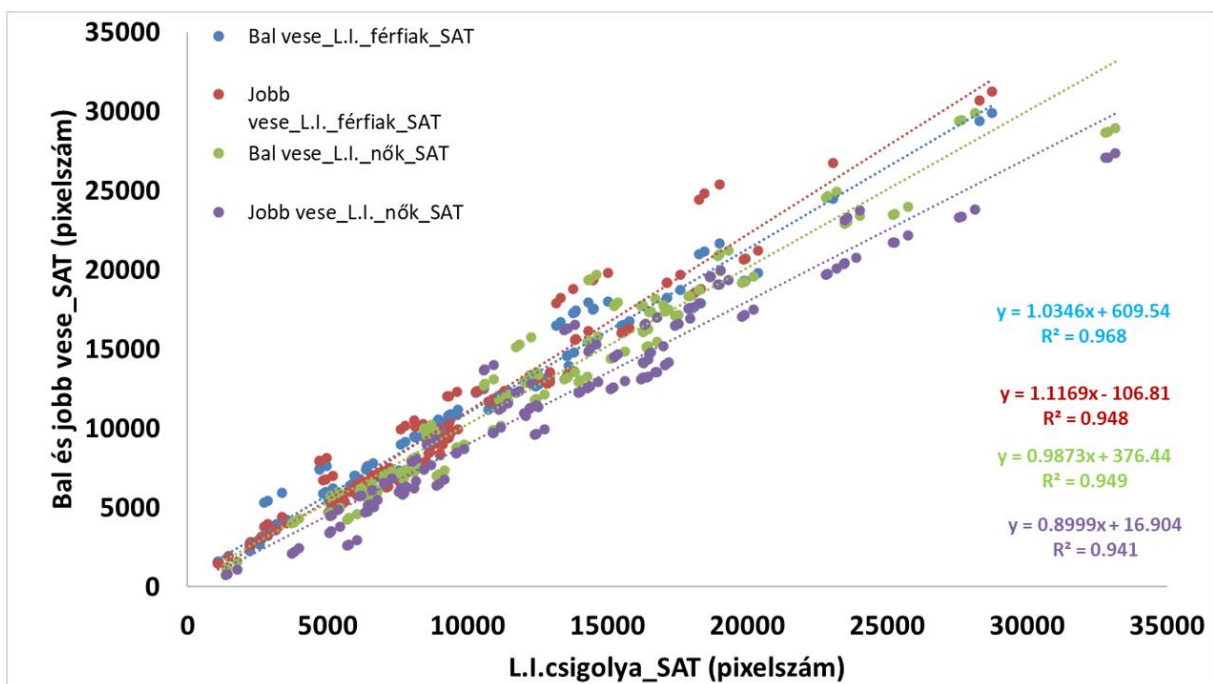
**29. ábra** A BMI és a BMIest közötti korrelációs diagram a korrelációs paraméterekkel (egyenlet,  $R^2$  és  $p$  érték) együtt

### 6.2.5. A szegmentáláshoz kiválasztott axiális anatómiai pozíció jelentősége

A vizsgálat során elemeztük a szegmentálási eltéréseket a három kiválasztott régió (L.1. csigolya, bal és jobb vese) esetében is. Az eredményeket a **30.** és **31. ábrák** szemléltetik. Mindkét zsírszövet esetén magas korreláció figyelhető meg az  $R^2$  értékek alapján (**30.** és **31. ábra**), valamint a határozott pozitív metszéspont alapján az Y tengelyen.



30. ábra Az L1 csigolya, valamint a bal és jobb vese szintjénél definiált szeletből származó VAT értékek közötti összefüggés



31. ábra Az L1 csigolya, illetve a bal és a jobb vese pozíciójánál kiválasztott SAT értékek közötti összefüggés  
 További hipotézis vizsgálatokat is végeztünk a különböző axiális régiókból származó AT értékek összehasonlítására (14. táblázat).

p értékek	csigolya, bal vese	csigolya, jobb vese	bal vese, jobb vese
férfi, VAT1	1,82E-02	2,45E-02	2,69E-01
férfi, VAT2	3,18E-02	2,19E-02	4,59E-01
férfi, VAT3	2,83E-02	2,63E-02	3,03E-01
nők, VAT1	1,33E-01	2,52E-06	2,30E-06
nők, VAT2	1,74E-01	4,66E-06	4,82E-06
nők, VAT3	2,05E-01	4,85E-06	3,52E-06
p értékek	csigolya, bal vese	csigolya, jobb vese	bal vese, jobb vese
férfi, SAT1	7,06E-08	4,57E-06	8,52E-01
férfi, SAT2	5,95E-08	4,18E-06	8,62E-01
férfi, SAT3	3,75E-08	3,82E-06	8,11E-01
nők, SAT1	3,66E-01	3,23E-06	2,05E-07
nők, SAT2	3,48E-01	3,19E-06	1,93E-07
nők, SAT3	3,52E-01	2,72E-06	1,82E-07

**14. Táblázat** A különböző anatómiai tartományokból származó bőr alatti és zsigeri zsírszöveti adatok párosított hipotézis vizsgálatának összefoglalása. A  $p > 0,05$  esetekben a  $p$  érték piros színnel van jelölve

### 6.2.6. Modell alapú BMI becslés

Ebben a szakaszban bemutatjuk a 9 különböző modell által kiszámított BMI értékeket, majd összehasonlítjuk őket. A modellek a 15. és 16. táblázatban találhatóak. A modellek konstansait ( $a$ ,  $b$ ,  $c$ ,  $d$ ,  $e$ ) nemlineáris regresszióval becsültük meg, és az eredményül kapott értékek a **15. táblázatban** a férfiakra ( $n=51$ ), valamint a **16. táblázatban** a nőkre ( $n=47$ ) vonatkozóan kerülnek bemutatásra. A  $h$  oszlopnév a nemlineáris regresszióban használt súlyfüggvény végeredményét prezentálja.

Férfiakra vonatkozó állandók	$a$	$b$	$c$	$d$	$e$	$h$
Modell I.	2,069	0,037	0,051	0,985	2,648	125,89
Modell II.	-18,275	0,010	$3 \times 10^{-5}$	1,116	-1,505	92,72
Modell III.	-9,163	0,253	10,621	0,081	0,597	616,80
Modell IV.	-0,26	0,114	$2,9 \times 10^{-4}$	0,021	0,489	97,30
Modell V.	-3,22	0,249	-	-	-	103,23
Modell VI.	-15,799	0,911	0,395	-	-	80,46
Modell VII.	-3,19	0,248	$2,8 \times 10^{-4}$	-	-	103,23
Modell VIII.	-12,75	0,844	$3,3 \times 10^{-4}$	0,092	-	85,04

<b>Modell IX.</b>	-13,42	0,900	$3 \times 10^{-4}$	0,085	-0,007	85,04
-------------------	--------	-------	--------------------	-------	--------	-------

**15. Táblázat** A modell paramétereit (a, b, c, d, e) nemlineáris regresszióval becsültük meg, majd ebben a táblázatban összesítettünk. A *h* jelenti a nemlineáris regresszió súly-függvényét

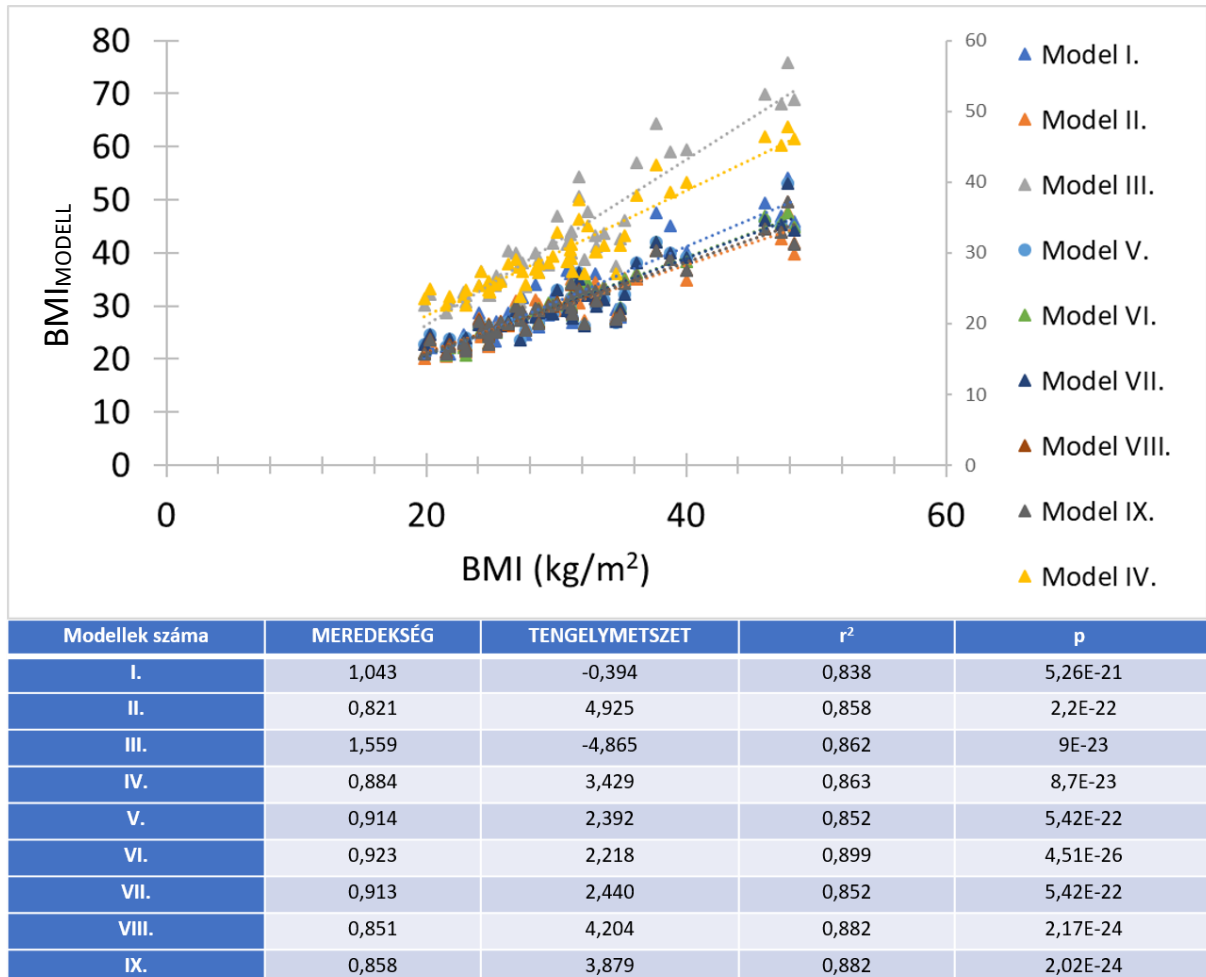
<b>Nőkre vonatkozó állandók</b>	<b>a</b>	<b>b</b>	<b>c</b>	<b>d</b>	<b>e</b>	<b>h</b>
<b>Modell I.</b>	-9,163	0,253	10,621	0,081	0,597	390,14
<b>Modell II.</b>	-5,087	0,187	11,525	0,055	0,390	72,95
<b>Modell III.</b>	2,069	0,037	0,051	0,985	2,648	91,68
<b>Modell IV.</b>	0,110	0,014	0,045	0,953	1,114	65,26
<b>Modell V.</b>	-9,680	0,324	-	-	-	79,93
<b>Modell VI.</b>	-12,38	1,002	0,262	-	-	72,56
<b>Modell VII.</b>	-7,500	0,334	-0,060	-	-	71,23
<b>Modell VIII.</b>	-12,864	1,129	0,469	-0,082	-	71,48
<b>Modell IX.</b>	0,002	0,234	0,001	0,208	-0,069	83,65

**16. Táblázat** A nem lineáris regresszióval becsült modellek paramétereit nők esetében. A *h* a súly-függvényt prezentálja

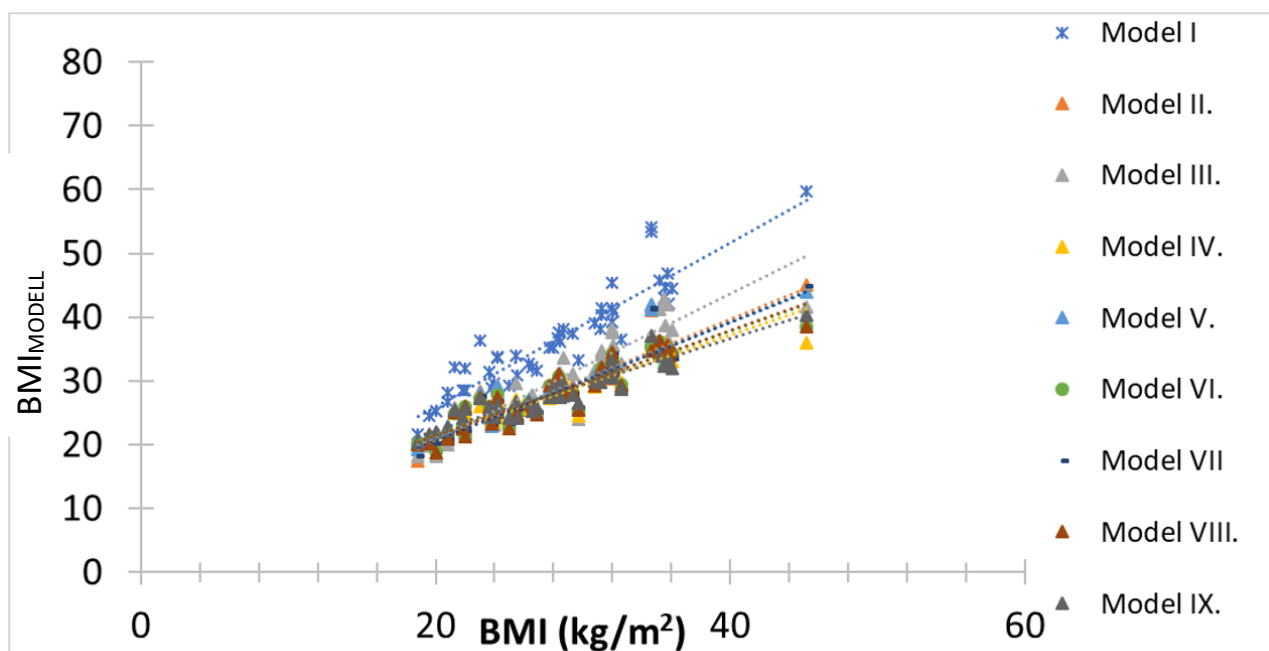
Mindkét táblázat utolsó oszlopában látható a nemlineáris regresszió súly-függvénye (lásd a 25. egyenletet), illetve ennek értéke. Általában a *h* értéke függhet az esetek számától és a modell illeszkedésének jóságától, ezért figyelembe kell venni az eredmények értelmezésekor. Szerencsére a két csoportunk majdnem ugyanannyi esetet tartalmaz (nők: 47; férfiak: 51), így a *h* érték összehasonlítható lesz a két nem közötti csoportban. A **15. táblázat** esetében a legmagasabb *h* érték (ami a legrosszabb modellt jelenti) a Modell-III.-hoz tartozik, amely az eredeti modellnek felel meg a másik nem (nők) számára. Ebben az esetben a *h* értéke 616,8, ami körülbelül ötször nagyobb, mint a Modell- I.-é. A legjobb modell a VI., amelyben csak az AP és a horizontális átmérők szerepelnek. A többi modell között kisebb különbségek figyelhetők meg, így nincs szükség bonyolult, több tényezős modell alkalmazására a BMI becsléséhez. A nők *h* értékei hasonló tartományban vannak, mint a férfiaké, ami valószínűleg a két csoportban lévő betegek hasonló számával magyarázható (**16. táblázat**). A legjobb *h* érték a Modell- IV.-hez tartozik ( $h=65,26$ ), amely a férfiak I. modelljén alapul. A legrosszabb eset a Modell-I-nél tapasztalható, amely a nők eredeti modellje, és ez a következtetés mindkét nemre érvényes. A többi modell között kisebb különbségek figyelhetők meg, különösen a VI-VIII modellek állnak nagyon közel egymáshoz, mivel a *h* értékek közötti különbség kevesebb, mint 1. Figyelembe véve az összes esetet, a VI. modell tűnik a legoptimálisabbnak mindkét nem

számára, mivel a  $h$  értékek a legkisebbek, és a modellek csupán két távolság adatot tartalmaznak (BTD és BAPD).

A modell alapú és a valós BMI közötti korrelációs elemzés eredményei a **32.** és **33. ábrákon** kerülnek bemutatásra mindkét nemre vonatkozóan.



**32. ábra** A regressziós elemzés a BMI (kg/m<sup>2</sup>) és a modellek között férfiak esetében. A regressziós értékek az ábra alatti táblázatban találhatóak



Modellek száma	MEREDÉKSÉG	TENGELYMETSZET	$r^2$	p
I.	1,282	0,341	0,852	2,86E-20
II.	0,944	1,889	0,853	2,42E-20
III.	1,147	-2,214	0,846	6,57E-20
IV.	0,785	5,773	0,867	2,66E-21
V.	0,901	3,159	0,828	8,6E-19
VI.	0,813	5,273	0,866	3E-21
VII.	0,928	2,149	0,853	2,37E-20
VIII.	0,823	4,963	0,863	4,82E-21
IX.	0,720	7,852	0,880	2,14E-22

**33. ábra** A regressziós elemzés a BMI (kg/m<sup>2</sup>) és a modellek között nők esetében; a regressziós adatok az ábra alatti táblázatban találhatóak

A pontok mindkét ábrán átfedésben vannak. A regressziós elemzés eredményei minden esetben hasonlóak, mivel az összes regressziós együttható nagyobb, mint 0,8 és a nők és férfiak esetében a tartományok 0,828-0,880, illetve 0,838-0,899 között mozognak. Ezen kívül az összes korreláció szignifikáns volt, amit a hipotézisvizsgálatokkal kapcsolatos alacsony p értékek (< 0,001) alá támaszt.

## 7. Megbeszélés

A disszertációban olyan kvantitatív technikákat analizáltunk, amelyek érdekes módon egyetlen CT szelet alapján próbálnak meghatározni globális, - az egész testre jellemző -, paramétereket. Konkrétabban, legyen szó akár a páciens sugárterheléséről, akár a testméret becsléséről, e két technika egyetlen CT szeletre épül, mely számos előnnyel jár. Az első kutatási kérdés vizsgálata során egy nagy méretű populáció bevonásával mutattunk be két dózismonitorozó szerver által számolt CT páciensdózisok közötti összefüggéseket, különbségeket, illetve ezek lehetséges okait tártuk fel. Továbbá az irodalomban nemrég bevezetett méretspecifikus effektív dózissra vonatkozóan elemeztük, a SED és SSDE kapcsolatát, és azt, hogy milyen pontossággal lehet jelenleg a SED-et valós CT vizsgálatokból becsülni. A másik kutatási kérdés vizsgálata a CT alapú zsírszövetsegmentációs módszerek közötti eltéréseket és ezek hatásait vizsgálta, alapvetően a szegmentált zsírszövet mennyiségi viszonyaira fókuszálva. Külön elemeztük, hogy egyetlen szeletből származó zsírszövet-eloszlási adatok mennyiben jellemzik a teljes test alakját.

Bár a dolgozatban bemutatott kutatási eredmények nem egy adott homogén kérdéscsoport megválaszolására reflektálnak, de mindenképpen közös az eredményekben, hogy közvetlenül a CT-képeken alapuló digitális képfeldolgozáshoz és ennek kvantitatív analíziséhez kötődnek. Továbbá a méretspecifikus dózis becslése és a testméret információk meghatározása is egyetlen CT felvételen alapuló analízissel valósul meg. A munka közvetett célja egyrészt a képalkotó adatokból nyerhető és tudományosan igazolt újabb diagnosztikai információ bővítése, másrészt az aktív kutatások tárgyát képező optimális képminőség és betegdózis viszony további vizsgálata volt.

Az Eurostat adatai szerint Magyarországon 2018-ban 1723004 CT vizsgálatot végeztek, míg 2022-ben már 2135459-et, mely 24%-os növekedést jelent [92]. Debrecenben a helyi dózismonitorozó szerverünk alapján 2024-ben 75108 CT készült 5 készüléken, 2025-ben ez a szám várhatóan tovább emelkedik, hiszen a CT eszközeink száma is hatra nőtt. A folyamatos emelkedés rámutat arra, hogy a jövőben kiemelt cél lehet a vizsgálatok során nyerhető információ minél hatékonyabb felhasználása.

### 7.1. Páciens dózist leíró paraméterek összefüggéseinek analízise CT vizsgálatokban

A vizsgálat során a kereskedelemben kapható DoseWatch(DW) és a munkacsoportunk által kifejlesztett dózismonitorozó rendszer (DMS) működését, klinikai relevanciáját, illetve dózisanalizáló képességét elemeztük a két program összehasonlítása alapján. Ezen túl célunk volt feltárni az ED és a  $SED_{DMS}$ , és a Monte Carlo szimuláció segítségével definiált SED [82] mélyebb kapcsolatát, valamint megvizsgálni, hogy a SED vajon becsülhető-e a CT vizsgálatoknál keletkező SSDE értékből.

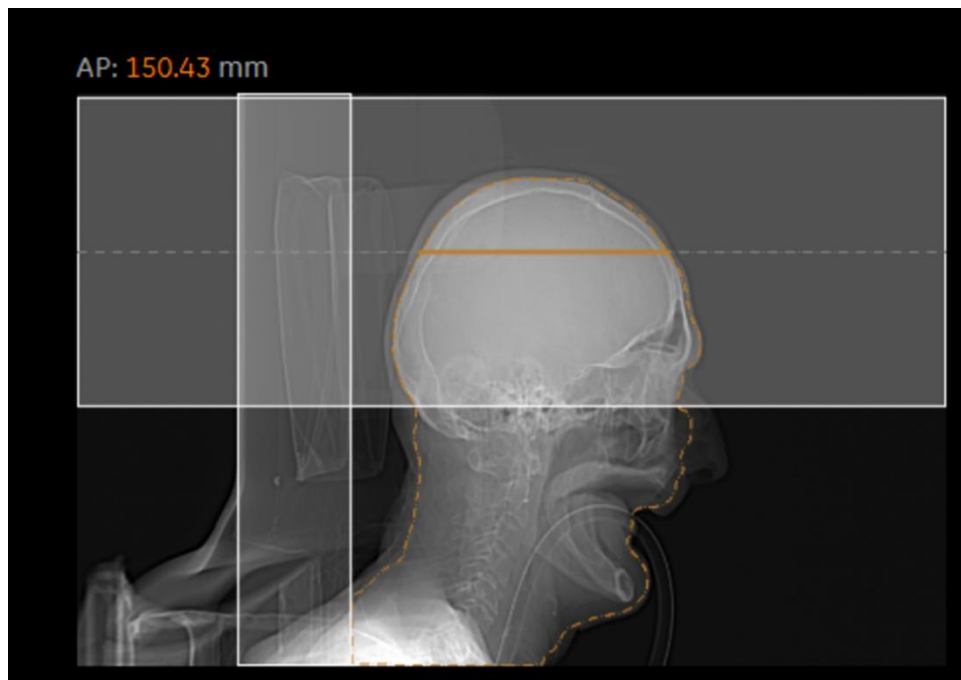
### 7.1.1. A DLP, az ED és az SSDE adatok elemzése

Tanulmányunk kiváló korrelációt mutatott a DW- és a DMS-alapú DLP, ED valamint az SSDE-k között, ami azt jelzi, hogy a házon belül fejlesztett rendszer alkalmas a CT sugárdózis monitorozására (**18. ábra** és **8–10. táblázatok**). Noha számítottunk arra, hogy a tömeggel korrigált és a nem korrigált ED statisztikák mediánja (vagy átlaga) között eltérés lesz, ilyen különbség nem volt elsődlegesen megfigyelhető. Amint azonban a **10. táblázat** is mutatja, a  $SED_{DMS}$  értékek tartománya és szórása lényegesen kisebb volt, mint az  $ED_{DMS}$  értékeké, ami arra utal, hogy az eloszlások nem voltak teljesen azonosak.

Az  $ED_{DW}$  és az  $ED_{DMS}$  közötti kapcsolat (**19a** és **19b ábra**) több, erősen lineárisan korreláló populációt mutatott, annak ellenére, hogy jelentős eltérés volt megfigyelhető a CT készülékek (CT1 vs. CT2), a testtáj és a vizsgálat összetettsége szerint. Emellett az egyenesek nem illeszkedtek pontosan a 45 fokos referenciavonalhoz, amit a számításokhoz alkalmazott eltérő  $f$  tényezők is magyarázhatnak. A DE-DMS az AAPM [21] által javasolt  $f$  tényezőt, a DW Deak és munkatársai [20] által publikált  $f$  tényezőt használta az effektív dózis becsléséhez. Azok a populációk, amelyek jelentősen eltérnek a 45 fokos egyenestől, valószínűleg a DW testtáj-azonosítási hibájából erednek, különösen akkor, ha egy vizsgálat több testrégiót is tartalmaz. A DW ilyen esetekben gyakran hibás és utólag nem javítható testtájakat rendelt a CT-sorozatokhoz, ami pontatlan ED-számításhoz vezetett. A DW programnál ilyen hibák például akkor fordultak elő, amikor két különböző testrégiót (például koponya és mellkas) vizsgáltak ugyanazon CT-vizsgálat során, és mindkét szkennert (CT1 és CT2) a legutolsó sorozatnak megfelelő testtáját rendelte hozzá az összes korábbi sorozathoz is. A DE-DMS-nél azért lehet jó a régió, mert a program -a DW-tól eltérően - nem a DICOM fejlécből olvassa ki a régiókat, hanem minden egyes protokollhoz előre megadtuk a szükséges régiókat. A korreláció javulása figyelhető meg azoknak a vizsgálatoknak a kizárását követően, amelyek protokollja eltért az alap protokolltól (például sürgősségi CT esetek) (**19c** és **19d ábra**). Ennek ellenére a CT2-re vonatkozó ábrán továbbra is két-három olyan populáció (mellkas és koponya) volt azonosítható, amelyek meredeksége nem közelítette meg az egyet. Ezekben a

populációkban több olyan CT2-specifikus protokoll szerepelt, ahol a különböző testtájak miatt a DW által számított ED értékek torzultak.

A **21. és 22. ábrák** általában kiváló korrelációt mutatnak az  $SSDE_{DW}$ - $SSDE_{DMS}$  összehasonlításban, kivéve a koponya régió esetében. Megállapítottuk, hogy a két program közötti eltérés oka a DW által hibásan meghatározott középső szelet lehet. Juszczuk és munkatársai [93] szerint is a DW középső szeletmeghatározása hibás azokban az esetekben, amikor a gantry döntve van. Ilyen esetben a kijelölt középső szelet eltér a valós középső szelet helyzetétől (lásd **34. ábra**).



**34. ábra** Egy reprezentatív kép, mely szemlélteti a DW hibás középső szelet meghatározását a tájékoztató felvételen

Az SSDE jelenleg a gold standard dózismutató a CT-vizsgálatoknál, mivel magába foglalja a páciens testméretét is. Elterjedt alkalmazása ellenére az SSDE használatának vannak bizonyos korlátai. A meghatározásához speciális helyi szoftveralkalmazásra van szükség (pl. gyártóspecifikus szoftver vagy dózismenedzser), mivel a legtöbb CT-gyártó nem biztosítja az SSDE értékeket a DICOM fejlécben. A geometriai méret kiszámításával kapcsolatos kihívások áthidalására egyes kutatók a testtömegindexet vezették be méretparaméterként az SSDE meghatározásához a középszeleti effektív átmérője helyett [9, 94-95]. Emellett az SSDE-módszert a diagnosztikus referencia szintek (DRL-ek) meghatározásában is megpróbálták alkalmazni; ugyanakkor az SSDE-alapú DRL adatokhoz tartozó életkor- és mérettartományok nem egységesek a különböző publikációkban [96]. Az SSDE beépítése a DRL-ekbe továbbra

is kihívást jelent, mivel a DRL-ek nemcsak az életkortól és a testtájától, hanem a tényleges vizsgálati hosszúságtól is függenek, bár konkrétan az SSDE mint paraméter nem.

### 7.1.2. Méretspecifikus dózisok közötti összefüggések

Az  $SSDE_{DMS}$  és az  $ED_{DMS}$  közötti kapcsolat értékelése (**23.** és **24. ábra**) alátámasztja a korábbi bizonyítékokat, amelyek szerint az SSDE jó kiindulási adatot biztosít a SED becsléséhez, mivel figyelembe veszi a betegek testméretét is [30, 97-99]. Az  $SSDE_{DMS}$  és az  $ED_{DMS}$  között elfogadható lineáris korreláció látható (**23. ábra**), míg az  $SSDE_{DMS}$  és a  $SED_{DMS}$  között minden testtájék esetében erős korreláció volt megfigyelhető (**24. ábra**). A  $SED$  értékeket az  $SSDE_{DMS}$  adatokból származtattuk a különböző testrészekhez tartozó lineáris illesztés alapján, ahogyan azt Martin és munkatársai [30] is már korábban felvetették. A  $SED$  adatok nagyon jól korreláltak a  $SED_{DMS}$  értékekkel (**25. ábra**), és a legtöbb testrégiónál a korreláció meredeksége igen közel volt az egyhez. A **12. táblázat** tartalmazza az illesztett lineáris egyenleteket, a megfelelő  $R^2$  értékeket, valamint a meredekségek százalékos abszolút eltéréseit, melynél a [30] referenciában szereplő értékek meredekségét vettük alapul. Az  $SSDE_{DMS}$  és  $ED_{DMS}$  közötti korreláció változó volt (0,452–0,949), akárcsak a százalékos eltérések (**12. táblázat**), ami arra utal, hogy az eltérések nem alapvetően az adatok szórásából erednek. Az  $ED_{DMS}$ – $SSDE_{DMS}$  közötti átlagos (és a min-max tartomány szerinti) abszolút százalékos eltérés mindig nagyobb, kb. 28% (12–65%), mint a  $SED_{DMS}$ – $SSDE_{DMS}$  esetén, amely 11,6% (4–29%). Ez alapján a  $SED$  elméleti értéke pontosabban becsülhető a testsúly-korrektívval kiegészített effektív dózissal ( $SED_{DMS}$ ), mint az egyszerű  $ED_{DMS}$  értékkel. Legalább két oka lehet annak, hogy a különböző CT-berendezések esetében eltérő meredekség és tengelymetszet értékeket kaptunk. Egyik ok az, hogy az adatainkban (testrégióként és CT-berendezésenként) szereplő vizsgálati hosszúságok tartományai kissé eltérőek voltak, a referenciaként használt publikáció [30] értékeihez képest. Másik oka az lehet, hogy az általunk használt DMS jelenleg még nem biztosít  $D_{water}$ -alapú SSDE számítást, ezért eleve torzítást tartalmaz a Martin és munkatársai által számított  $SED$ -hez képest.

Ezek az eredmények összhangban állnak korábbi kutatásokkal [82, 97], amelyek alátámasztják, hogy az SSDE hatékonyan alkalmazható a betegre szabott sugárzási kockázat megbízható becslésére, függetlenül attól, hogy az effektív vagy a víz-egyenértékű átmérő alapján történik a számítás. Ez az eredmény különösen releváns azon központok számára, amelyek nem rendelkeznek Monte Carlo-alapú dozimetriai eszközökkel, mert az általunk vizsgált  $SED_{DMS}$  adatot könnyű meghatározni. További kutatásokra van azonban szükség a wkg

faktor finomításához, amellyel még jobb korreláció lenne elérhető a  $SED_{DMS}$  és az elméleti SED értékek között. Ennek során érdemes lenne analizálni, hogy a wkg milyen más testtömeg, - és testmagasság vagy BMI -, függvénnyel lenne optimálisabban leírható. Továbbá azt is ki kell emelni, hogy az ED és a SED alkalmazásának egyik fő előnye, hogy lehetővé teszik a különböző ionizáló sugárforrásokból származó sugárterhelések összehasonlítását, illetve a kumulatív dózis analízisét [1, 96].

### **7.1.3. Páciens dózis analízis erősségei és limitációi**

A jelen tanulmány értékes adatokat szolgáltat azon kutató közösség számára, akik CT vizsgálat során kapott páciens dózist vizsgálnak. Egyrészt több, mint három és fél évnyi CT-vizsgálat feldolgozása és elemzése összesen 79383 CT-felvétel értékeléséhez vezetett, ami igen nagy mintát jelent. Ez lehetővé tette két szoftver összehasonlító értékelését, amely hozzájárult a saját DE-DMS alkalmazásunk tovább fejlesztéséhez és validálásához, és mélyebb betekintést nyújtott egyetemünk Radiológiai Klinikáján a napi dóziskezelésébe. Másrészt a két szoftverrel kapott effektív dózis adatok összevetése és az SSDE adatok korrelációs analízisei lehetővé tették, hogy feltárjuk a helyben alkalmazott DE-DMS program eddig ismeretlen tulajdonságait, amelyek hosszú távon megalapozhatják annak további fejlesztését. Harmadrészt, láthatóvá vált, hogy a dózisfigyelés zökkenőmentes működéséhez és az adatok megfelelő értelmezéséhez elengedhetetlen egy dózisoptimalizáló szakértői csapat létrehozása, amely orvosi fizikusból, radiológusból, képalkotó szakemberből és informatikusból áll [100-102].

Továbbá, eredményeink arra utalnak, hogy a súlykorrekcióval számított effektív dózis több szempontból is előnyösebb, mint a hagyományos effektív dózis, így ez a paraméter még alkalmasabb lehet a páciensek kumulatív dózisának becslésére. A CT-vizsgálatok egyre gyakoribb alkalmazása ismételten ráirányította a figyelmet a kumulatív dózisok kérdésére, ami szükségessé teszi egy olyan dózismutató bevezetését, amely lehetővé teszi az egyes vizsgálatok során kapott dózisok összeadását [4, 103-104]. Bár jelenleg az ED a legszélesebb körben használt mérőszám erre a célra, új dózisreferencia-paramétert is javasoltak, amelyet ismételt expozíciós referenciaértékként (recurrent exposure reference level) definiáltak [2-3]. Tekintettel a SED ED-vel szembeni előnyeire, várhatóan a jövőben pontosabb kockázatbecslést tesz majd lehetővé.

A fent említett erősségek ellenére tanulmányunknak több korlátja is van. Mindenekelőtt fontos megjegyezni, hogy munkánk nem terjedt ki a szervdózisok vizsgálatára. További korlátja, hogy a legújabb gyakorlatoktól eltérően a dózisadatokhoz nincs hozzáférve klinikai

indikáció (például tüdőembólia vagy urolithiasis) [105-108], hanem különböző testtájak szerint csoportosítottuk a vizsgálatokat. Bár tervezzük, hogy a klinikai diagnózis információkat beépítjük a saját CT dózis adatbázisunkba, ennek kidolgozása a jövőbeni munkánk része marad. További korlát, hogy a jelenlegi DMS-ben az SSDE az effektív átmérő alapján kerül meghatározásra, nem pedig a víz ekvivalens átmérővel, mivel a DE-DMS nem volt kialakítva több ezer CT kép fogadására és tárolására, amelyek a  $D_{\text{water}}$  számításhoz nélkülözhetetlenek lennének. A következő lépésként a DE-DMS továbbfejlesztését tervezzük, hogy lehetővé tegye a  $D_{\text{water}}$  meghatározását.

## 7.2. Zsírszövet- és BMI becslés egyetlen CT kép alapján

Általánosan elmondható, hogy zsírszövet szegmentáció két megközelítésben jelenik meg az irodalomban. Egyik esetben valamilyen patológia és zsírszövet mennyiség közötti összefüggés keresése miatt. Ilyen esetben többnyire csak a *metodikai* részben említik meg az alkalmazott szoftvert, HU tartományt, kiválasztott kép szintjét, miközben annak hatékonyságát, pontosságát nem elemzik [75, 77]. Ezzel szemben a másik megközelítés kifejezetten a zsírszövet szegmentáló eljárások összehasonlítására fókuszál, beleértve a különböző modalitások (pl. CT vs MR) közötti különbségek vizsgálatát, valamint a választott HU-tartományok és képszeletek meghatározásának jelentőségét [109-110].

### 7.2.1. A szegmentálás hatása a zsírszövet mennyiségekre

A zsírszövetmennyiség meghatározásának pontosságát különböző HU-tartományok és anatómiai szintek alkalmazásával vizsgáltuk, mind a szubkután, mind a vizsцерális zsírszövet esetében. A szegmentált tartományok közötti eltérések elemzése céljából statisztikai analízist végeztünk, amely során figyelembe vettük a zsírszövet típusát, a vizsgált személyek nemét, valamint a felhasznált HU-tartományokat is (**26. ábra.**). Ezt az összehasonlítást elvégeztük mindkét protokollra. A vizsgálati esetszám magasabb volt a Protokoll-I esetén, I. esetszám: 98, II. esetszám: 14. A két protokoll összehasonlításakor elmondható, hogy a Protokoll-II-nél (**c, d panel**) nagyobb a szórás, melyet indokolhat a rosszabb képminőség, hiszen a Protokoll-I esetén magasabb áramerősségek alkalmazásával készültek a képek, azaz a képképzésben több foton vett részt. Ebből arra következtethetünk, hogy a diagnosztikus vizsgálatokból nagyobb pontossággal lehet szövetet meghatározni. A Protokoll-II-nél a legalacsonyabb értékű  $R^2=0,9672$ . A férfi és női páciensek adatainak összehasonlítása során minimális eltérést tapasztaltunk, vagyis a páciens neme alapvetően nem befolyásolja a zsírszövet meghatározást. A szubkután (SAT) és vizsцерális (VAT) zsírszövetek közötti kapcsolatokat vizsgálva megállapítható, hogy a SAT-értékek esetében erősebb korreláció tapasztalható (**26. ábra a panel**,  $R^2=0,999$ ). Ez feltehetően a szubkután zsírszövet anatómiai elhelyezkedéséből, valamint az ennek következtében könnyebb és pontosabb szegmentálhatóságából adódik. A vizsgálat kezdetén azt feltételeztük, hogy a HU küszöbök minimális eltérései nem gyakorolnak szignifikáns hatást a szegmentált zsírszövet mennyiségére. A **13. táblázatban** összesítettük az egyes eltérő anatómiai pozíciókhoz tartozó szegmentálások eredményeit, és látható, hogy a p érték minden esetben kisebb, mint 5%, vagyis szignifikáns különbség nem található a három szegmentálási szeptpozíció között.

Az anatómiai szintek közötti eltérések elemzése céljából megvizsgáltuk, hogy a szegmentációhoz választott szeletek z pozíciói hatással vannak-e a zsírszövet mennyiségére, ezért mindkét nemnél, az L.1.-es csigolya szintjén szegmentált zsírszövet mennyiséghez hasonlítottam a jobb és bal vese szintjén szegmentált pixeleket (**30. és 31. ábra**). A vizskerális és szubkután zsírszövet szegmentációja során kapott eredmények azt mutatják, hogy a kiválasztott anatómiai szintek erős lineáris kapcsolatban állnak egymással, függetlenül a nemtől és a zsírszövet típusától. A vizskerális zsírszövet esetén mind férfiaknál, mind nőknél magas regressziós együtthatókat ( $R^2 = 0,922-0,974$ ) kaptunk, ami azt jelzi, hogy a különböző z pozíciókon mért értékek helyettesíthetik egymást. Hasonló tendencia figyelhető meg a szubkután zsírszövet esetében is, ahol az  $R^2$  értékek 0,941 és 0,968 között mozogtak. Ezek az eredmények arra utalnak, hogy a kiválasztott anatómiai referencia-szintek (bal és jobb vese, valamint L.1.csigolya magasságában) megbízhatóan alkalmazhatók mind a vizskerális, mind a szubkután zsírszövet kvantifikálására. Bár kisebb eltérések tapasztalhatók a regressziós együtthatók és konstansok között nemek és szintek szerint, ezek nem csökkentik jelentősen a végeredményt. Összességében megállapítható, hogy a szegmentáció pontosságát várhatóan nem befolyásolja, ha ezen régiók közül választunk anatómiai szintet. Eredményeink megerősítésére párosított hipotézisteszttel is végeztünk (**14. Táblázat**), melyben összehasonlítottuk az egyes HU tartományokat és az egyes anatómiai szinteket. A táblázatban (**14. Táblázat**) pirossal jelöltük azokat az eseteket, ahol a p érték nagyobb, mint 5%. A nők esetén, mindkét zsírszövetnél az L. 1.-es csigolya és a bal vese között nagyobb a p érték 5%-nál (VAT:  $p > 0,133$ ,  $p > 0,174$ ,  $p > 0,205$ ; SAT:  $p > 0,3663$ ,  $p > 0,348$ ,  $p > 0,352$ ), míg a férfiaknál a SAT-nál és VAT-nál is a bal és jobb vese között nagyobb a p érték (VAT:  $p > 0,269$ ,  $p > 0,4591$ ,  $p > 0,303$ ; SAT:  $p > 0,852$ ,  $p > 0,862$ ,  $p > 0,811$ ). Az összes többi esetben a szignifikáns különbség van.

### 7.2.2. Zsírszövet kapcsolata a testtömeggel és testtömegindexekkel

Miután megerősítettük, hogy a három különböző axiális pozíció nem befolyásolja a szegmentált zsírszövet mennyiségét, megvizsgáltuk, hogy a testtömeggel, BMI-vel és az általunk becsült BMIest-vel milyen kapcsolatban áll a SAT és a VAT (**27. ábra**). Az **a** és **b** panel alapján elmondható, hogy ugyan olyan testsúlyú nőkben több szubkután zsírszövet detektálható, viszont nemek közötti különbség nem látható a vizskerális zsírszövetnél. Ugyan ezen paneleken a regressziós koefficiensek vizsgálatakor elmondható, hogy a szubkután zsírszövetnél magasabb korrelációs koefficiensek találhatók -SAT, férfi  $R^2=0,6299$ , nők  $R^2=0,635$  míg VAT, férfiak  $R^2=0,4064$ , nők  $r^2=0,5177$ -. A p érték minden esetben 5%-nál

kisebb. A **c** és **d** paneleknél a BMIest függvényében ábrázoltuk a zsírszöveteket, ahol a viszkerális zsírszövet különül el jobban a két beteg nem esetén.  $R^2$  értékek ebben az összehasonlítás is a SAT-nál magasabbak. A BMI és a zsírszövetek közötti kapcsolat (**27. ábra** e, f panel) eredménye hasonló a **c**, **d** panelekével. Továbbá a **18d** és **f** ábra alapján elmondható, hogy a férfiakban több viszkerális zsírszövet detektálható.

Ezt követően megvizsgáltuk azon 14 beteg zsírszövet szegmentációját, akiről két eltérő protokollal is készült vizsgálat. Mint már korábban említettük, a Protokoll-II esetén kb. 50%-kal kevesebb foton vett részt a képalkotásban, és egy zajosabb képen kellett elvégezni a szegmentációt. A **28. ábrán** az látható, hogy a Protokoll-II esetén mind SAT, mind VAT-nál is több pixel lett zsírszövetként detektálva. A különbség akár több, mint a duplája is lehetett. A Protokoll-I-hez tartozó  $R^2$  érték mindkét esetben magasabb. A SAT és VAT értékek a BMI növekedésével párhuzamosan növekedtek, azonban ez a növekedés az  $R^2$  érték alapján kevésbé kifejezett a második protokoll esetén.

A továbbiakban az általunk kidolgozott becsült BMI és valós BMI közötti kapcsolatra voltunk kíváncsiak. A **29. ábrán** szereplő p értékek jóval kisebbek, mint 5%, tehát a kapcsolat szignifikáns mindkét páciens nem esetén. A modell valamivel jobban illeszkedik nőknél ( $R^2 = 0,841$ ), mint férfiaknál ( $R^2 = 0,785$ ), de mindkét esetben megfelelő a predikciós erő. A regressziós együtthatók 1 alatti értéke alapján a becsült BMI rendszerint kissé alul becsüli a valós BMI-t.

### 7.2.3. BMI becsülő modellek összehasonlítása

A BMI a WHO szerint 18,5–24,99 kg/m<sup>2</sup> között normális. Ennél alacsonyabb érték soványságot, 25 feletti túlsúlyt jelez. 2019-ben a 15 év feletti magyarok 39%-a volt normál testsúlyú, szemben a 2009-es 42%-kal [111]. A férfiak 65%-a túlsúlyos vagy elhízott, 1,4%-uk sovány, míg a nőknél ez 52% és 3,9% [111]. Az életkor növekedésével nő a túlsúlyosak, és csökken a soványak aránya [111]. A 15–17 évesek 16%-a túlsúlyos vagy elhízott. 2022-ben a világon minden nyolcadik ember elhízott, több mint 390 millió 5–19 éves gyermek túlsúlyos, közülük 160 millió elhízott [112]. A túlsúly a túlzott zsírlerakódás, mely krónikusan egészséget károsító állapot. Ezek a statisztikák jól mutatják a túlsúly és elhízás jelentőségét, alátámasztva a pontos, akár CT alapú zsírszövet- és BMI meghatározás szükségességét a diagnózis és kezelés hatékonyságának javításához.

A következő részben bemutatom a legegyszerűbb és egyben legpontosabb CT alapú BMI becsülő módszerünket. A nemenként elkülönítve létrehozott kilenc-kilenc BMI-predikciós

modellünk alapját Geraghty és munkatársai által publikált modellek képezték [8]. A Model-II esetében mindkét nemre vonatkozóan újra definiáltuk az eredeti Geraghty-modell konstansait, saját adatbázisunk felhasználásával, nemlineáris regressziós elemzés révén. A Model-III szintén a Geraghty-modell struktúrájára épült, azonban ebben az esetben a nőkre vonatkozó képletet férfi populációra, míg a férfiakra kidolgozott formulát női alanyokra alkalmaztuk. A Model-IV esetében szintén nemlineáris regresszióval határoztuk meg a konstansokat, azonban itt is keresztalkalmazást végeztünk, azaz a modelleket eltérő nemre adaptáltuk. Az V. modelltől kezdődően az általunk meghatározott konstansokat különféle változóparaméter-kombinációkkal (pl. BC, BTD, BAPD, életkor, SQA, L1APD, BA) alkalmaztuk a legoptimálisabb eredmény érdekében. Az állandó értékek létrehozásánál az volt az elsődleges szempont, hogy a becsült BMI a lehető legjobban egyezzen meg a ténylegesen mért BMI-vel. A kilenc javasolt BMI-modellt összevetve azt találtuk, hogy 7 kiváló pontossággal megegyezik a BMI-vel, melyek közül a legjobbhoz tartozó regressziós koefficiens férfiak esetén  $R^2 = 0,899$ , nőknél  $R^2 = 0,88$ ). Ezen kívül azt találtuk, hogy e hét modell közül az egyszerűbbek (V, VI és VII) hasonló megbízhatóságot adtak, mint az eredeti egyenletek (I és III), így ebből az következik, hogy nincs szükség összetett, többtényezős modell használatára a BMI becsléséhez.

#### **7.2.4. Zsírszövetszegmentálás korlátai a vizsgálatunkban**

Tanulmányunknak több korlátja is van. Elsőként, a zsír-szövet szegmentálásához a jobb és bal vese hilusát és az L1. csigolya szintjét tartalmazó CT-szeleteket választottuk, korábbi irodalmi adatok alapján [79, 113]. Ugyanakkor más szerzők előnyben részesítik az L2–L3 csigolyák szintjét vagy a köldök magasságát referenciapontként [10, 89, 114]. Másodsorban, a Protokoll-II-ben viszonylag alacsony betegszám szerepelt ( $n=14$ ), ami korlátozhatja az eredmények általánosíthatóságát. Harmadrészt, a szegmentálást manuálisan végeztük, automatizált módszer helyett. Bár a szegmentálási idő nem volt kritikus tényező vizsgálatunk szempontjából, egy algoritmus fejlesztése hasznos lehetne annak csökkentésére. Végül, nem elemeztünk egyéb paramétereket – például a rekonstrukciós kernel vagy a szeletvastagság – hatását a szegmentáció eredményére.

## 8. Összefoglaló

Az értekezés során bemutattuk, hogy amíg az egy szelet alapján számított SSDE megfelelően jellemzi a teljes testre vonatkozó elnyelt sugárdózist, úgy az egyetlen szeletből becsült zsírmennyiség is szoros korrelációt mutat a test alakjával. Ez az analógia alátámasztja az egy-szeletes CT analízisek hatékonyságát mind a dózisbecslés, mind a testösszetétel-analízis terén. Megmutattuk, hogy a DE KK OKK Radiológián a munkacsoportunk által fejlesztett dózismonitorozó rendszer (DE-DMS) lehetővé teszi a CT vizsgálatok legfontosabb betegdózis adatainak (DLP, SSDE és ED) pontos becslését, amelyek igen jól korrelálnak a DW dózis-monitor alkalmazás megfelelő adataival. Bár a DW egy a nemzetközi gyakorlatban igen elterjedt megoldás, számos hátrányos tulajdonságát azonosítottuk. Az ED meghatározása során a DW esetében problémák merülnek fel az adott sorozat testrégiójának helytelen azonosítása miatt. Mivel az ED számítása a DLP, illetve az anatómiai régiótól függő súly faktor értékeitől függ, így az ED értéke is torzított lesz. Részletesen analizáltuk és demonstráltuk, hogy az irodalomban nemrég bevezetett, - összetett Monte Carlo szimuláción alapuló -, méret specifikus effektív dózis (SED) becsülhető lehet a valós CT vizsgálatok SSDE értékeiből. Ennek alapja a páciens tömegétől függő analitikus formula használata, amelynek segítségével az ED adatból a SED származtatható. A SED igen előnyös lehet a kumulatív páciens-dózisok elfogadható számítására, aminek tudományos igénye egyre hangsúlyosabb lett az elmúlt években.

A CT alapú zsírszövet-szegmentálás kapcsán megfigyeltük, hogy akár a SAT és akár a VAT konkrét méretei jól korreláltak egymással, ha három eltérő, - de az irodalomban gyakran használt -, HU-tartomány mellett végeztük a szegmentálásokat. Az is detektálható volt, hogy a VAT és SAT zsírszöveti területek bár korreláltak egymással, nem volt egyenesen arányos kapcsolat a tartományok között. A szegmentáláshoz kiválasztott szelet pozíciója nem volt jelentős hatással a korrelációkra, a SAT és VAT abszolút értékei azonban statisztikailag eltérőek voltak. A nagyobb csőárammal felvett CT-képadatok jobb korrelációt eredményeztek a SAT, a VAT és a BMI között. Továbbá 98 beteg esetében határoztuk meg és hasonlítottuk össze a modellalapú és a valós BMI-értékeket. Egyszerűsítettük a modellalapú BMI-becslést, és eredményeink azt mutatják, hogy a CT-alapú testalak becsléshez nincs szükség összetett, többváltozós modellre.

## 9. Summary

Throughout the dissertation we identified a noteworthy analogy between the two research areas studied just as the SSDE calculated from a single CT slice can reliably characterize the absorbed dose to the whole body, the fat volume estimated from a single slice shows a strong correlation with the body shape. This analogy supports the efficiency of single-slice CT analyses in both dose estimation and body composition assessment. We demonstrated that the dose monitoring system (DE-DMS) developed by our research group at the Department of Radiology, University of Debrecen, enables accurate estimation of the basic patient dose parameters (DLP, SSDE, and ED) during CT examinations. These estimates show a strong correlation with the corresponding data provided by the DoseWatch (DW) software. While DW is a widely used solution in international practice, we identified several of its limitations. In particular, issues arise during the determination of ED due to the incorrect identification of the anatomical region corresponding to a given CT series. Since ED calculation depends on both the DLP and the region-specific conversion factors, such misclassification results in distorted ED values. We also conducted a detailed analysis and demonstrated that the recently introduced size-specific effective dose (SED), based on advanced Monte Carlo simulations, can be estimated from actual SSDE values obtained in CT examinations. This is achieved through an analytical formula that incorporates patient body weight, allowing the derivation of SED from ED. The SED may be particularly advantageous for estimating cumulative patient doses, a task that has gained increasing scientific importance in recent years.

Regarding CT-based adipose tissue segmentation, we observed that both subcutaneous adipose tissue (SAT) and visceral adipose tissue (VAT) volumes correlated well with each other when the segmentation was performed using three different, - but commonly applied -, HU ranges. It was also noted that although VAT and SAT areas correlated, the relationship between the values across the different HU ranges was not strictly proportional. The position of the selected image slice used for segmentation had no significant effect on the observed correlations; however, the absolute values of SAT and VAT showed statistically significant differences. CT datasets acquired with higher tube current produced better correlations between SAT, VAT, and BMI. In a cohort of 98 patients, we determined and compared model-based and actual BMI values. We simplified the model-based BMI estimation, and our results suggest that a complex multivariable model is not necessary for accurate CT-based BMI calculation.

## 10. Irodalomjegyzék

1. Huda W, Mettler FA. Volume CT dose index and dose-length product displayed during CT: what good are they? *Radiology*. 2011 Jan;258(1):236-42. doi: 10.1148/radiol.10100297.
2. Bramilla M, Berton L, Balzano RF, Cannillo B, Carriero A, Chauvie S, Gallo T, Cornacchia S, Cutaia C, D'Alessio A, Emanuele R, Fonio P, Matheoud R, Stasi M, Talenti A, Rampado O. Optimisation of protection in the medical exposure of recurrent adult patients due to computed tomography procedures: development of recurrent exposures reference levels. *Eur Radiol*. 2024 Jul;34(7):4475-4483. <https://doi.org/10.1007/s00330-023-10520-7>
3. Bramilla M, Chmelík M, Cannillo B, Klepanec A, Lacko M, Andreatta P, Šalát D. Establishment of recurrent exposures reference levels for repeated computed tomography examinations in adult patients on a nationwide level in Slovakia. *Eur Radiol*. 2025 Mar;35(3):1658-1668. <https://doi.org/10.1007/s00330-024-11240-2>
4. Bramilla M, Vassileva J, Kuchcinska A, Rehani MM. Multinational data on cumulative radiation exposure of patients from recurrent radiological procedures: call for action. *Eur Radiol*. 2020 May;30(5):2493-2501. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06528-7>
5. Tsalafoutas IA, Kharita MH, Al-Naemi H, Kalra MK. Radiation dose monitoring in computed tomography: Status, options and limitations. *Phys Med*. 2020;79:1–15. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.08.020>
6. Coates A, Rogers A. A comparison of two peak skin dose metrics calculated by patient dose management systems: implications for clinical management. *Br J Radiol*. 2021;94(1123):20200924. <https://doi.org/10.1259/bjr.20200924>
7. de Albuquerque VHC, de A Rodrigues D, Ivo RF, Peixoto SA, Han T, Wu W, Rebouças Filho PP. Fast fully automatic heart fat segmentation in computed tomography datasets. *Comput Med Imaging Graph*. 2020 Mar;80:101674. 10.1016/j.compmedimag.2019.101674
8. Geraghty EM, Boone JM. Determination of height, weight, body mass index, and body surface area with a single abdominal CT image. *Radiology*. 2003 Sep;228(3):857-63. 10.1148/radiol.2283020095
9. O'Neill S, Kavanagh RG, Carey BW, O'Connor OJ, Maher MM. Using body mass index to estimate individualised patient radiation dose in abdominal computed tomography. *Eur Radiol Exp*. 2018;2:38. <https://doi.org/10.1186/s41747-018-0070-5>
10. Kim MS, Choi YJ, Lee YH. Visceral fat measured by computed tomography and the risk of breast cancer. *Transl Cancer Res*. 2019 Sep;8(5):1939-1949. <https://doi.org/10.21037/tcr.2019.09.16>
11. Sironi AM, Gastaldelli A, Mari A, Ciociaro D, Postano V, Buzzigoli E, Ferrannini E. Visceral fat in hypertension: influence on insulin resistance and beta-cell function. *Hypertension*. 2004;44(2):127-133. <https://doi.org/10.1161/01.HYP.0000137982.10191.0a>
12. Barna S, Budai Á, Farkas B, Galuska L, Garai I, Hascsi Zs, Mihovk I, Mikó M, Varga J. *Nukleáris medicina orvostanhallgatóknak*. Debreceni Egyetemi Kiadó; 2018.
13. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations; AAPM Report No. 204; College Park; AAPM; 2011.
14. Porubszky T, Elek R, Váradi Cs, Bartha A. CT dózisindex (CTDI) mérése helikális szkennelésnél. *Sugárvédelem*. 2014; 7(1):27–35.
15. Leitz W, Axelsson B, Szendrő G. Computed tomography dose assessment – a practical approach. *Radiat Prot Dosimetry*. 1995;57(1-4):377-80. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a082564>

16. International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment – Part 2-44: Particular requirements for basic safety of X-ray equipment for computed tomography. Geneva:IEC;1999
17. International Atomic Energy Agency. A diagnosztikai radiológia fizikája: kézikönyv tanárok és diákok részére. Bécs: Nemzetközi Atomenergia Ügynökség; 2023.
18. Issahaku S, Mensah YB, Schandorf C, Mensah SY, Owusu A. Comparison of measured values of CTDI and DLP with standard reference values of different CT scanners for dose management. *Int J Sci Res Sci Technol.* 2017;3(1) <https://doi.org/10.32628/IJSRST17319>
19. International Commission on Radiological Protection. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103. Oxford: Elsevier; 2007. ISBN 978-0-7020-3048-2
20. Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product. *Radiology.* 2010;257:158-166. <https://doi.org/10.1148/radiol.10100047>
21. American Association of Physicists in Medicine. The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. AAPM Report No. 96. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2008.
22. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford: Pergamon Press; 1991.
23. Huda W, Rowlett WT, Schoepf UJ. Radiation dose at cardiac computed tomography: facts and fiction. *J Thorac Imaging.* 2010;25:204-212.
24. American Association of Physicists in Medicine. Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT. AAPM Report No. 220. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine; 2014.
25. Brady SL, Mirro AE, Moore BM, Kaufman RA. How to appropriately calculate effective dose for CT using either size-specific dose estimates or dose-length product. *AJR Am J Roentgenol.* 2015;204:953-958.
26. Leng S, Shiung M, Duan X, Yu L, Zhang Y, McCollough CH. Size-specific dose estimates for chest, abdominal, and pelvic CT: effect of inpatient variability in water-equivalent diameter. *Radiology.* 2015;276:184-190.
27. Romanyukha A, Folio L, Lamart S, Simon SL, Lee C. Body size-specific effective dose conversion coefficients for CT scans. *Radiat Prot Dosimetry.* 2016;172(4):428-437.
28. Martin CJ, Harrison JD, Rehani MM. Effective dose from radiation exposure in medicine: past, present, and future. *Phys Med.* 2020;79:87-92.
29. National Cancer Institute. NCI computational library [Internet] 2020 Ncidose/Phantoms (available from: <https://ncidose.cancer.gov/#phantoms>) (elérhető 2025. július 05.).
30. Martin CJ, Abuhaimed A, Lee C. Dose quantities for measurement and comparison of doses to individual patients in computed tomography (CT). *J Radiol Prot.* 2021;41(4):792-805. <https://doi.org/10.1088/1361-6498/abecf5>
31. Lee C, Lodwick D, Hurtado J, Pafundi D, Williams JL, Bolch WE. The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry. *Phys Med Biol.* 2010;55(2):339-363. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/55/2/002>

32. Hart D, Wall BF, Hillier MC, Shrimpton PC. Frequency and collective dose for medical and dental x-ray examinations in the UK, 2008. HPA-CRCE-012. Chilton, UK: Health Protection Agency; 2010.
33. Kalender WA. Dose in x-ray computed tomography. *Phys Med Biol.* 2014;59:R129-R150. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/3/R129>
34. Oatway WB, Jones AL, Holmes S, Watson S, Cbianca T. Ionising radiation exposure of the UK population: 2010 review. Chilton, UK: Public Health England; 2016. PHE-CRCE-026. ISBN 978-0-85951-783-6.
35. National Council on Radiation Protection and Measurements. Medical exposure of patients in the United States. NCRP Report No. 184. Bethesda, MD: National Council on Radiation Protection and Measurements; 2019.
36. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources, effects and risks of ionizing radiation: UNSCEAR 2020 Report to the General Assembly with scientific annexes. Annex A: Evaluation of selected health effects and inference of risk due to radiation exposure. United Nations publication No. E.20.IX.5. New York: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation; 2019.
37. <https://eur-lex.europa.eu/legal-content/EN/TXT/?uri=CELEX:32013L0059>
38. Emberi Erőforrások Minisztériuma. 30/2018. (VII. 11.) EMMI rendelet az orvosi diagnosztikai és intervenciós radiológiai, a nukleáris medicina, valamint a sugárterápiás eljárások orvosi besugárzással járó egyes kérdéseiről. *Magyar Közlöny.* 2018;(110):5429–5484.
39. Alotaibi R, Abukhodair F. Radiation Dose Tracking in Computed Tomography Using Data Visualization. *Technologies.* 2023;11(3):74. <https://doi.org/10.3390/technologies11030074>
40. Zhao A, Fopma S, Agrawal R. Demystifying the CT radiation dose sheet. *Radiographics.* 2022;42(4):1239-1250. <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.210107>.
41. National Electrical Manufacturers Association . NEMA XR-29-2013: standard attributes on CT equipment related to dose optimization and management.; 2013 March 18. Available from: <http://www.nema.org/standards/view/standard-attributes-on-ct-equipment-related-to-dose-optimization-and-management>.
42. Szabó Panna. CT testtájék-azonosítás a mesterséges intelligencia segítségével has-kismedence, fej és nyak régiók esetén, weblink:<https://hdl.handle.net/2437/370231>
43. Demjén Dávid. CT testtájék-azonosítás a mesterséges intelligencia segítségével fej-nyak, mellkas és törzs régiók esetén, weblink: <https://hdl.handle.net/2437/369621>
44. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). ACR, Image Gently Alliance. *Patient gonadal and fetal shielding in diagnostic imaging: frequently asked questions.* 2019. <https://www.imagegently.org/Portals/6/Procedures/Shielding%20in%20Imaging%20FAQ%202019.pdf>
45. Committee Opinion No. 723: Guidelines for diagnostic imaging during pregnancy and lactation. *Obstet Gynecol.* 2017;130(4):933-934.
46. American College of Radiology, American Association of Physicists in Medicine, Society for Imaging Informatics in Medicine, Society for Pediatric Radiology. ACR–AAPM–SIIM–SPR Practice Parameter for Digital Radiography. Resolution 40. 2017.
47. Frantzen MJ, Robben S, Postma AA, et al. Gonad shielding in paediatric pelvic radiography: disadvantages prevail over benefit. *Insights Imaging.* 2012;3(1):23-32. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0130-3>.

48. Fang H, Berg E, Cheng X, Wei S. How to best assess abdominal obesity. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care*. 2018;21(5):360-365. <https://doi.org/10.1097/MCO.0000000000000485>
49. Janssen I, Heymsfield SB, Allison DB, Kotler DP, Ross R. Body mass index and waist circumference independently contribute to the prediction of nonabdominal, abdominal subcutaneous, and visceral fat. *Am J Clin Nutr*. 2002;75(4):683-688. <https://doi.org/10.1093/ajcn/75.4.683>
50. LaForgia J, Dollman J, Dale MJ, Withers RT, Hill AM. Validation of DXA body composition estimates in obese men and women. *Obesity (Silver Spring)*. 2009;17(4):821-826. <https://doi.org/10.1038/oby.2008.646>. Available <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19131939>
51. Kuk JL, Church TS, Blair SN, Ross R. Does measurement site for visceral and abdominal subcutaneous adipose tissue alter associations with the metabolic syndrome? *Diabetes Care*. 2006;29(3):679-684. <https://doi.org/10.2337/diacare.29.03.06.dc05-1500>
52. Linder N, Michel S, Eggebrecht T, et al. Estimation of abdominal subcutaneous fat volume of obese adults from single-slice MRI data: regression coefficients and agreement. *Eur J Radiol*. 2020;130(December 2019):1-7. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2020.109184>
53. Cheng X, Zhang Y, Wang C, et al. The optimal anatomic site for a single slice to estimate the total volume of visceral adipose tissue by using the quantitative computed tomography (QCT) in Chinese population. *Eur J Clin Nutr*. 2018;72(11):1567-75. <https://doi.org/10.1038/s41430-018-0122-1>
54. Nemoto M, Yeernuer T, Masutani Y, et al. Development of automatic visceral fat volume calculation software for CT volume data. *J Obes*. 2014;2014:495084. <https://doi.org/10.1155/2014/495084>
55. Cecchini S, Cavazzini E, Marchesi F, et al. Computed tomography volumetric fat parameters versus body mass index for predicting short-term outcomes of colon surgery. *World J Surg*. 2011;35(2):415-23. <http://doi.org/10.1007/s00268-010-0888-3>
56. Browning LM, Mugridge O, Chatfield MD, Dixon AK, Aitken SW, Joubert I, Prentice AM, Jebb SA. Validity of a new abdominal bioelectrical impedance device to measure abdominal and visceral fat: comparison with MRI. *Obesity (Silver Spring)*. 2010 Dec;18(12):2385-91. <https://doi.org/10.1038/oby.2010.71>
57. Park KS, Lee DH, Lee J, et al. Comparison between two methods of bioelectrical impedance analyses for accuracy in measuring abdominal visceral fat area. *J Diabetes Complicat*. 2016;30:343-9. <http://doi.org/10.1016/j.jdiacom.2015.10.014>
58. Gomez-Ambrosi J, Gonzalez-Crespo I, Catalan V, et al. Clinical usefulness of abdominal bioimpedance (ViScan) in the determination of visceral fat and its application in the diagnosis and management of obesity and its comorbidities. *Clin Nutr*. 2018;37(2):580-589. <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2017.01.010>
59. Asano T, Kubota N, Koizumi N, et al. Novel and simple ultrasonographic methods for estimating the abdominal visceral fat area. *Int J Endocrinol*. 2017;2017:8796069. <http://doi.org/10.1155/2017/8796069>
60. Rolfe ED, Sleight A, Finucane FM, et al. Ultrasound measurements of visceral and subcutaneous abdominal thickness to predict abdominal adiposity among older men and women. *Obesity (Silver Spring)*. 2010;18(3):625-31. <http://doi.org/10.1038/oby.2009.309>
61. Gradmark AM, Rydh A, Renstrom F, et al. Computed tomography-based validation of abdominal adiposity measurements from ultrasonography, dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometry. *Br J Nutr*. 2010;104(4):582-8. <http://doi.org/10.1017/S0007114510000796>
62. Wagner DR, Thompson BJ, Anderson DA, Schwartz S. A-mode and B-mode ultrasound measurement of fat thickness: a cadaver validation study. *Eur J Clin Nutr*. 2018;72(1):1-6. <https://doi.org/10.1038/s41430-018-0085-2>

63. Cheung AS, de Rooy C, Hoermann R, et al. Correlation of visceral adipose tissue measured by Lunar Prodigy dual X-ray absorptiometry with MRI and CT in older men. *Int J Obes (Lond)*. 2016;40(8):1325–1328. <https://doi.org/10.1038/ijo.2016.50>
64. Neeland IJ, Grundy SM, Li X, et al. Comparison of visceral fat mass measurement by dual-X-ray absorptiometry and magnetic resonance imaging in a multiethnic cohort: the Dallas Heart Study. *Nutr Diabetes*. 2016;6:e221. <http://doi.org/10.1038/nutd.2016.28>
65. Vasan SK, Osmond C, Canoy D, et al. Comparison of regional fat measurements by dual-energy X-ray absorptiometry and conventional anthropometry and their association with markers of diabetes and cardiovascular disease risk. *Int J Obes (Lond)*. 2018;42(4):850–857. <http://doi.org/10.1038/ijo.2017.289>
66. Alsina ME, Ruiz-Tovar J, Bernabeu A. Evolution of liver steatosis quantified by MR imaging and MR spectroscopy, in morbidly obese patients undergoing sleeve gastrectomy: short-term outcomes. *Obes Surg*. 2017;27:1724–1728. <http://doi.org/10.1007/s11695-016-2473-9>
67. Pourhassan M, Gluer CC, Pick P, et al. Impact of weight loss-associated changes in detailed body composition as assessed by whole-body MRI on plasma insulin levels and homeostatis model assessment index. *Eur J Clin Nutr*. 2017;71(2):212–218. <http://doi.org/10.1038/ejcn.2016.189>
68. Hui SCN, Zhang T, Shi L, et al. Automated segmentation of abdominal subcutaneous adipose tissue and visceral adipose tissue in obese adolescent in MRI. *Magn Reson Imaging* 2018; 45:97–104. <http://doi.org/10.1016/j.mri.2017.09.016>
69. Jha S, Topol EJ. Adapting to artificial intelligence radiologists and pathologists as information specialists. *JAMA*. 2016;316(22):2353–2354. <http://doi.org/10.1001/jama.2016.17438>
70. Addeman BT, Kutty S, Perkins TG, et al. Validation of volumetric and single-slice MRI adipose analysis using a novel fully automated segmentation method. *J Magn Reson Imaging*. 2015;41(1):233–241. <https://doi.org/10.1002/jmri.24526>
71. Fallah F, Machann J, Martirosian P, et al. Comparison of T1-weighted 2D TSE, 3D SPGR, and two-point 3D Dixon MRI for automated segmentation of visceral adipose tissue at 3 Tesla. *MAGMA*. 2017;30(2):139–151. <https://doi.org/10.1007/s10334-016-0588-6>
72. Lee H, Troschel FM, Tajmir S, et al. Pixel-level deep segmentation: artificial intelligence quantifies muscle on computed tomography for body morphometric analysis. *J Digit Imaging*. 2017;30(4):487–498. <https://doi.org/10.1007/s10278-017-9988-z>
73. Bedros JR. *Klinikai Obezitológia*. Budapest: Semmelweis Kiadó; 2017.
74. Tchernof A, Després J. Pathophysiology of human visceral obesity: An update. *Physiol Rev*. 2013;93(1):359–404. <http://doi.org/10.1152/physrev.00033.2011>
75. Esze R, Balkay L, Barna S, Egeresi LS, Emri M, Páll D, et al. Impact of fat distribution and metabolic diseases on cerebral microcirculation: A multimodal study on type 2 diabetic and obese patients. *J Clin Med*. 2024;13(10):2900. <https://doi.org/10.3390/jcm13102900>
76. Wagenknecht LE, Langefeld CD, Scherzinger AL, Norris JM, Haffner SM, Saad MF, Bergman RN. Insulin sensitivity, insulin secretion, and abdominal fat: the Insulin Resistance Atherosclerosis Study (IRAS) Family Study. *Diabetes*. 2003 Oct;52(10):2490–2496. <https://doi.org/10.2337/diabetes.52.10.2490>
77. Ferguson DF, Busenlehner BJ, Rahm MD, Mehta SM, Song J, Davis ML, Sampson HW, Chaput CD. The use of routine thoracoabdominal CT scans in the polytrauma patient to estimate obesity. *Obesity (Silver Spring)*. 2013 May;21(5):997–1003. <https://doi.org/10.1002/oby.20283>
78. Tolonen A, Pakarinen T, Sassi A, Kyttä J, Cancino W, Rinta-Kiikka I, Pertuz S, Arponen O. Methodology, clinical applications, and future directions of body composition analysis using computed

tomography (CT) images: A review. *Eur J Radiol.* 2021 Dec;145:109943.  
<http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2021.109943>.

79. O'Leary DP, O'Neill D, McLaughlin P, O'Neill S, Myers E, Maher MM, Redmond HP. Effects of abdominal fat distribution parameters on severity of acute pancreatitis. *World J Surg.* 2012 Jul;36(7):1679–1685. <https://doi.org/10.1007/s00268-011-1414-y>
80. Aghjayan S, Stillman C, Nokali N, Watt J, Richards E, Bertocci M, Erickson K, Rofey D. Differences in adolescent cerebral perfusion as a function of obesity: Results from the FLEX-Brain study. *Obesity.* 2021;29(7):1171–1177. <http://doi.org/10.1002/oby.23186>
81. Huda W, Schoepf UJ, Abro JA, Mah E, Costello P. Radiation-related cancer risks in a clinical patient population undergoing cardiac CT. *Am J Roentgenol.* 2011;196(2):W159–W165.  
<http://doi.org/10.2214/AJR.10.4981>
82. Bagherzadeh S, MirDerikvand A, MohammadSharifi A. Evaluation of radiation dose and radiation-induced cancer risk associated with routine CT scan examinations. *Radiat Phys Chem.* 2024;217:111521. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111521>
83. Gabusi M, Ricardi L, Aliberti C, Vio S, Paiusco M. Radiation dose in chest CT: assessment of size-specific dose estimates based on water-equivalent correction. *Phys Med.* 2016;32(2):393–397.  
<https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2015.12.008>
84. Middleton MS, Haufe W, Hooker J, Borga M, Dahlqvist Leinhard O, Romu T, Tunón P, Hamilton G, Wolfson T, Gamst A, Loomba R, Sirlin CB. Quantifying abdominal adipose tissue and thigh muscle volume and hepatic proton density fat fraction: Repeatability and accuracy of an MR imaging-based, semiautomated analysis method. *Radiology.* 2017 May;283(2):438–449.  
<https://doi.org/10.1148/radiol.2017160606>
85. Watanabe M, Caruso D, Tuccinardi D, Risi R, Zerunian M, Polici M, Pucciarelli F, Tarallo M, Strigari L, Manfrini S, Mariani S, Basciani S, Lubrano C, Laghi A, Gnessi L. Visceral fat shows the strongest association with the need of intensive care in patients with COVID-19. *Metabolism.* 2020 Oct;111:154319. <http://doi.org/10.1016/j.metabol.2020.154319>
86. Kullberg J, Hedström A, Brandberg J, Strand R, Johansson L, Bergström G, Ahlström H. Automated analysis of liver fat, muscle and adipose tissue distribution from CT suitable for large-scale studies. *Sci Rep.* 2017 Sep 5;7(1):10425. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-08925-8>
87. Nemoto M, Yeernuer T, Masutani Y, Nomura Y, Hanaoka S, Miki S, Yoshikawa T, Hayashi N, Ohtomo K. Development of automatic visceral fat volume calculation software for CT volume data. *J Obes.* 2014;2014:495084. <https://doi.org/10.1155/2014/495084>
88. Decazes P, Rouquette A, Chetrit A, Vera P, Gardin I. Automatic Measurement of the Total Visceral Adipose Tissue From Computed Tomography Images by Using a Multi-Atlas Segmentation Method. *J Comput Assist Tomogr.* 2018 Jan/Feb;42(1):139-145 <https://doi.org/10.1097/RCT.0000000000000652>
89. Lee SJ, Liu J, Yao J, Kanarek A, Summers RM, Pickhardt PJ. Fully automated segmentation and quantification of visceral and subcutaneous fat at abdominal CT: application to a longitudinal adult screening cohort. *Br J Radiol.* 2018 Sep;91(1089):20170968. <https://doi.org/10.1259/bjr.20170968>
90. O'Leary DP, O'Neill D, McLaughlin P, et al. Effects of abdominal fat distribution parameters on severity of acute pancreatitis. *World J Surg.* 2012;36(7):1679–1685. <http://doi.org/10.1007/s00268-011-1414-y>
91. Thomas DM, Bredlau C, Bosy-Westphal A, Mueller M, Shen W, Gallagher D, Maeda Y, McDougall A, Peterson CM, Ravussin E, Heymsfield SB. Relationships between body roundness with body fat and visceral adipose tissue emerging from a new geometrical model. *Obesity (Silver Spring).* 2013 Nov;21(11):2264–2271. <https://doi.org/10.1002/oby.20408>
92. [https://ec.europa.eu/eurostat/databrowser/view/hlth\\_co\\_exam/default/table?lang=en](https://ec.europa.eu/eurostat/databrowser/view/hlth_co_exam/default/table?lang=en)

93. Juszczak J, Badura P, Czajkowska J, Wijata A, Andrzejewski J, Bozek P, Smolinski M, Biesok M, Sage A, Rudzki M, et al. Automated size-specific dose estimates using deep learning image processing. *Med Image Anal.* 2020;68:101898. <https://doi.org/10.1016/j.media.2020.101898>
94. Alikhani B, Getzin T, Kaireit TF, Ringe KI, Jamali L, Wacker F, Werncke T, Raatschen HJ. Correlation of size-dependent conversion factor and body-mass-index using size-specific dose estimates formalism in CT examinations. *Eur J Radiol.* 2018;100:130–134. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2018.01.027>
95. Satharasinghe DM, Jeyasugiththan J, Wanninayake WMNMB, Pallewatte AS. Size-specific dose estimates (SSDEs) for computed tomography and influencing factors on it: a systematic review. *J Radiol Prot.* 2021;41:R108–R124. <http://doi.org/10.1088/1361-6498/ac20b0>
96. Christner JA, Kofler JM, McCollough CH. Estimating effective dose for CT using dose-length product compared with using organ doses: consequences of adopting International Commission on Radiological Protection publication 103 or dual-energy scanning. *Am J Roentgenol.* 2010;194(4):881–889. <http://doi.org/10.2214/AJR.09.3462>
97. Martin CJ, Abuhaimed A. The role of effective dose in medicine now and into the future. *Phys Med Biol.* 2025;70(1):01TR01. <http://doi.org/10.1088/1361-6560/ad9e68>
98. Zancopè N, De Monte F, Simeone E, Giannone A, Lombardi R, Mele A, Zorz A, Di Paola A, Causin F, Paiusco M. Validation of SSDE calculation in a modern CT scanner and correlation with effective dose. *Sci Rep.* 2025;15:6091. <https://doi.org/10.1038/s41598-025-90509-y>
99. Akhilesh P, Pathan MS, Sharma SD, Sapra BK. Size specific dose estimates and effective dose in multiphase abdomen-pelvis CT examinations. *Radiat Phys Chem.* 2025;226:112269. <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.112269>
100. Chatzoglou V, Kottou S, Nikolopoulos D, Molfetas M, Papailiou I, Tsapaki V. Management and optimisation of the dose in computed tomography via a dose tracking software. *OMICS J Radiol.* 2016;5:227. <http://doi.org/10.4172/2167-7964.1000227>
101. Osman ND, Isa SM, Karim NKA, Ismail N, Roslee MAAM, Naharuddin HM, Razali MASM. Radiation dose management in CT imaging: Initial experience with commercial dose watch software. *J Phys Conf Ser.* 2020;1497:012020. <http://doi.org/10.1088/1742-6596/1497/1/012020>
102. Inoue Y. Radiation dose management in computed tomography: introduction to the practice at a single facility. *Tomography.* 2023;6(5):955–966. <https://doi.org/10.3390/tomography9030078>
103. Vano E. Challenges for managing the cumulative effective dose for patients. *Br J Radiol.* 2020 Dec 1;93(1116):20200814. <https://doi.org/10.1259/bjr.20200814>
104. Rehani MM, Melick ER, Alvi RM, Doda KR, Batool-Anwar S, Neilan TG, Bettmann M. Patients undergoing recurrent CT exams: assessment of patients with non-malignant diseases, reasons for imaging and imaging appropriateness. *Eur Radiol.* 2020;30:1839–1846. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06551-8>
105. Bernardo MO, Karout L, Morgado F, Ebrahimian S, Santos AS, Amorim C, Filho HM, Moscatelli A, Muglia VF, Schroeder H, et al. Establishing national clinical diagnostic reference levels and achievable doses for CT examinations in Brazil: a prospective study. *Eur J Radiol.* 2023;169:111191. <http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2023.111191>
106. Sebelego I, Acho S, van der Merwe B, Rae WID. Size based dependence of patient dose metrics, and image quality metrics for clinical indicator-based imaging protocols in abdominal CT procedures. *Radiography.* 2023;29(6):961–974. <https://doi.org/10.1016/j.radi.2023.07.011>
107. Tsapaki V, Damilakis J, Paulo G, Schegerer AA, Repussard J, Jaschke W, Frija G. CT diagnostic reference levels based on clinical indications: results of a large-scale European survey. *Eur Radiol.* 2021;31:4459–4469. <http://doi.org/10.1007/s00330-020-07652-5>

108. Paulo G, Damilakis J, Tsapaki V. Diagnostic reference levels based on clinical indications in computed tomography: a literature review. *Insights Imaging*. 2020;11(1):96. <https://doi.org/10.1186/s13244-020-00899-y>
109. Hou B, Mathai TS, Liu J, Parnell C, Summers RM. Enhanced muscle and fat segmentation for CT-based body composition analysis: a comparative study. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2024 Aug;19(8):1589-1596. <https://doi.org/10.1007/s11548-024-03167-2>
110. Dabiri S, Popuri K, Ma C, Chow V, Feliciano EMC, Caan BJ, Baracos VE, Beg MF. Deep learning method for localization and segmentation of abdominal CT. *Comput Med Imaging Graph*. 2020 Oct;85:101776. <http://doi.org/10.1016/j.compmedimag.2020.101776>
111. [https://ksh.hu/s/kiadvanyok/fenntarthato-fejlodes-indikatorai-2023/1-20?utm\\_source=chatgpt.com#3-abra](https://ksh.hu/s/kiadvanyok/fenntarthato-fejlodes-indikatorai-2023/1-20?utm_source=chatgpt.com#3-abra)
112. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
113. Perez AA, Pickhardt PJ, Elton DC, Sandfort V, Summers RM. Fully automated CT imaging biomarkers of bone, muscle, and fat: correcting for the effect of intravenous contrast. *Abdom Radiol (NY)*. 2021;46(3):1229–1235. <http://doi.org/10.1007/s00261-020-02755-5>
114. Hilmi M, Jouinot A, Burns R, Pigneur F, Mounier R, Gondin J, Neuzillet C, Goldwasser F. Body composition and sarcopenia: The next-generation of personalised oncology and pharmacology? *Pharmacol Ther*. 2019;196:135–159. <http://doi.org/10.1016/j.pharmthera.2018.12.003>, Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0163725818302195?via%3Dihub>

## **11. Tárgyszavak**

Komputer tomográfia (CT); dózismonitorozó rendszerek; effektív dózis (ED); méretspecifikus dózis becslés (SSDE); méretspecifikus effektív dózis (SED); zsírszövet; szegmentálás; BMI

## **12. Keywords**

Computed tomography (CT); dose-monitoring system (DMS); effective dose (ED); size-specific dose estimate (SSDE); size-specific effective dose (SED); fat; segmentation; BMI

### 13. Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretném kifejezni legmélyebb hálámat és köszönetemet **Dr. Balkay László** témavezetőmnek a kutatás során nyújtott szakmai támogatásáért, értékes tanácsaiért és biztatásáért, amelyek nélkül ez a munka nem valósulhatott volna meg.

Külön köszönettel tartozom a **családomnak**, akik végig mellettem álltak ebben a kihívásokkal teli időszakban. **Mininek** pedig hálával tartozom azért a sok türelemért és szeretetért, amellyel elviselte, hogy a disszertáció írása miatt olykor nélkülöznie kellett az együtt töltött időt.

Végül szeretném megköszönni **barátaimnak és munkatársaimnak** a biztatást, támogatást és minden olyan segítséget, amely hozzájárult e munka megvalósításához.

## 14. Publikációs lista



**DEBRECENI  
EGYETEM**

**DEBRECENI EGYETEM  
EGYETEMI ÉS NEMZETI KÖNYVTÁR**

H-4002 Debrecen, Egyetem tér 1, Pf.: 400  
Tel.: 52/410-443, e-mail: publikaciok@lib.unideb.hu

Nyilvántartási szám: DEENK/444/2025.PL  
Tárgy: PhD Publikációs Lista

Jelölt: Szatmáriné Egeresi Lilla

Doktori Iskola: Molekuláris Orvostudomány Doktori Iskola

### A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. **Egeresi, L., Urbán, L., Dankó, Z., Balázs, E., Berényi, E., Marosi, M., Kiss, J., Bágyi, P., Képes, Z., Emri, M., Balkay, L.:** Relationship Between Effective Dose, Alternative Metrics, and SSDE: experiences with Two CT Dose-Monitoring Systems.  
*Diagnostics. 15* (13), 1-15, 2025.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.3390/diagnostics15131654>  
IF: 3.3 (2024)
2. **Egeresi, L., Székely, A., Kallos-Balogh, P., Trón, L., Garai, I., Balkay, L.:** Effect of Single-Slice CT Segmentation Methods on Fat Volume and Body Shape Estimation.  
*Acta Polytech. Hung. 20* (8), 89-109, 2023.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.12700/APH.20.8.2023.8.6>  
IF: 1.4





### További közlemények

3. Esze, R., Balkay, L., Barna, S., **Egeresi, L.**, Emri, M., Páll, D., Paragh, G., Rajnai, L., Somodi, S., Képes, Z., Garai, I., Káplár, M.: Impact of Fat Distribution and Metabolic Diseases on Cerebral Microcirculation: a Multimodal Study on Type 2 Diabetic and Obese Patients. *J Clin Med.* 13 (10), 1-14, 2024.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.3390/jcm13102900>  
IF: 2.9
4. Kallos-Balogh, P., Vas, N. F., Tóth, Z., Szakáll, S., Szabó, P., Garai, I., Képes, Z., Forgács, A., **Egeresi, L.**, Dahlbom, M., Balkay, L.: Multicentric study on the reproducibility and robustness of PET-based radiomics features with a realistic activity painting phantom. *PLoS One.* 19 (10), 1-24, 2024.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0309540>  
IF: 2.6

**A közlő folyóiratok összesített impakt faktora: 10,2**

**A közlő folyóiratok összesített impakt faktora (az értekezés alapjául szolgáló közleményekre):  
4,7**

A DEENK a Jelölt által a Tudóstérbe feltöltött adatok bibliográfiai és tudományometriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2025.07.08.

