

Verktyg för beräkning av patientstråldos inom röntgen

INNEHÅLL

1	Bakgrund.....	2
1.1	Stråldosmått.....	2
1.2	Patientgrupp	4
1.3	Modalitet.....	5
1.3.1	Radiografi och radioskopi (RAD)	5
1.3.2	Datortomografi (CT).....	6
1.3.3	Datortomografi med breda konformiga strålfält (CBCT).....	8
1.3.4	Mammografi	11
2	Marknadsanalys.....	12
2.1	CALDoseX	15
2.2	CODE	15
2.3	CTDosimetry.....	16
2.4	CT-EXPO	17
2.5	DoseTrack.....	17
2.6	ImpactDose & ImpactMC.....	18
2.7	NCICT & NCIRF	18
2.8	OpenSkin.....	20
2.9	PCXMC.....	20
2.10	PySkinDose	21
2.11	VirtualDoseCT & VirtualDoseIR.....	22
3	Slutsatser.....	23
3.1	Radiografi och radioskopi (RAD)	23
3.2	Datortomografi (CT).....	23
3.3	Datortomografi med breda konformiga strålfält (CBCT)	24
3.4	Huddos	25
3.5	Fosterdos	25
4	Rekommendation till Ledningsgruppen (LG).....	26
	Referenser.....	26

1 BAKGRUND

European Guidelines on Medical Physics Expert [1] konstaterar att det generella ansvaret för strålningsdosimetri inom sjukvården innehas av professionen medicinskstrålningsfysik, och att en nyckelaktivitet i det arbetet är uppskattning av patientstråldos. För att kunna utföra denna uppgift behövs diverse verktyg, så som mätinstrument vid empirisk bestämning av dosen, eller mjukvaror för teoretisk beräkning. Oavsett vilken metod som används, är det viktigt att verktygens funktionalitet är validerad för avsett ändamål. Med detta i åtanke, bör det poängteras att patientstråldos är ett brett begrepp vars tillämpning beror på flera faktorer, så som tilltänkt ändamål (se avsnitt 1.1), vilken patientgrupp som avses (avsnitt 1.2), och vilken modalitet som används (avsnitt 1.3).

Syftet med denna rapport är att presentera en marknadsanalys av tillgängliga kommersiella eller öppna mjukvaror, samt att utifrån den analysen ge förslag på eventuellt införskaffande av en eller flera verktyg. Den genomförda analysen är baserad på grundläggande teori och kunskap om strålningsdosimetri och dosformalismen sammanfattad i avsnitten 1.1–1.3.

1.1 STRÅLDOSMÅTT

Patientstråldos är ett något diffust begrepp som innefattar många olika stråldosmått, varav vissa inte nödvändigtvis innefattar en patient. Exempelvis används ofta olika stråldosindex för att indikera relativ förändring i patientstråldos vid bestrålning med olika röntgenfält. Sådana indexmått är lämpliga för vissa typer av relativa jämförelser vid bestrålning av samma organ, men har en begränsad tillämpbarhet eftersom det är ett mått på *outputen* från röntgenröret som inte tar hänsyn till den faktiska dosen absorberad i patienten.

Stråldosmåtten absorberad organsdos är lämpligt att använda då bestrålningen är kopplad till en risk för deterministiska strålskador (vävnadsreaktioner), medan stråldosmåtten ekvivalent och effektiv dos kan vara lämpliga att använda då bestrålningen är kopplad till risk för stokastiska strålskador (cancer) i en referenspopulation. Det är dock viktigt att poängtera att absorberad organsdos sällan kan mätas direkt, och att effektiv dos aldrig kan mätas direkt (det är per definition ett beräknat stråldosmått för en referenspopulation). Därför används istället fysikaliska och matematiska modeller för att beräkna transporten i vävnad och organ för ett givet infallande röntgenfält.

Baserat på diskussionen ovan kan patientrelaterade stråldosmått kategoriseras enligt [2]:

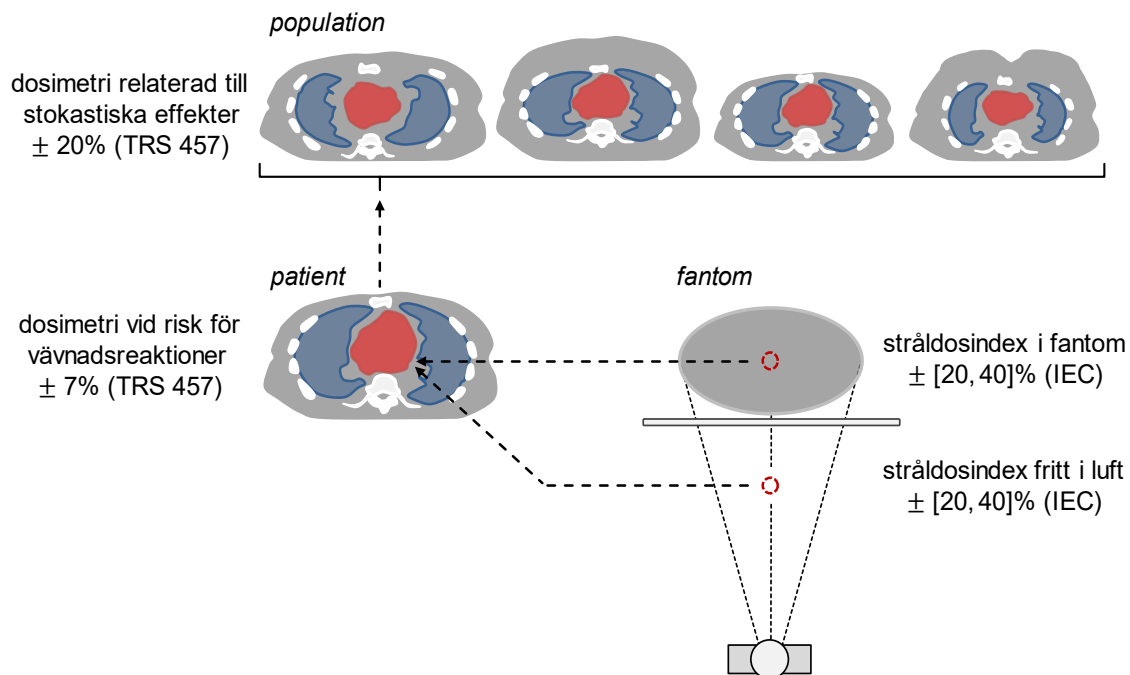
- I. Relativ stråldosindikation
 - Stråldosindex tillhandahållet av röntgenutrustning
- II. Deterministiska strålskador (vävnadsreaktioner)
 - Dosen absorberad i specifika organ
- III. Stokastiska strålskador
 - Ekvivalent och effektiv dos baserat på absorberad organsdos

Dessa kategorier representerar olika ändamål med en stråldosuppskattning, och har därmed olika krav på noggrannhet. IAEA TRS-457 [3] har definierat en noggrannhet motsvarande $\pm 7\%$ i *dosmätningar* relaterade till dosuppskattningar vid risk för vävnadsreaktioner eller vid bestrålning av barn, samt $\pm 20\%$ i övriga dosmätningar relaterade till risk för stokastiska strålskador. Procentalen indikerar den generella noggrannhet som bör eftersträvas i en dosuppskattning, även om det tillkommer ytterligare osäkerheter i eventuella beräkningsmodeller.

Det är värt att poängtera att en viktig aspekt i en stråldosberäkning är kvalitén på inputparametrar. En sådan parameter är stråldosindex tillhandahållet av röntgensystem, som typiskt används till att uppskatta mängden infallande strålning i en dosberäkning. Tyvärr är noggrannheten i de stråldosindex som tillhandahålls av röntgensystem begränsade av tillverkarens toleranser [4] som

är satta enligt internationella standarder [5,6]. Dessa toleranser är ofta inte tillräckligt bra för att uppnå önskvärd noggrannhet i en stråldosuppskattning, speciellt vid bestrålning av barn samt vid risk för vävnadsreaktioner. Noggrannheten kan dock förbättras markant genom regelbunden verifikation av röntgensystemets prestanda samt tillämpning av korrektionsfaktorer framtagna för specifika röntgenfält på en specifik utrustning.

En stråldosuppskattning inom röntgen utgår normalt från stråldosindex så som illustrerat i figur 1. Det infallande röntgenspektrumet kan approximeras med en spektrummodell (till exempel SpekPy [7]), patienten kan modelleras med en virtuell fantommodell (så som beskrivet i sektion 1.2), och den absorberade organdosen kan beräknas med användning av till exempel Monte Carlo simulering av strålningstransport. Inom röntgenenergiområdet kan man approximera den absorberade stråldosen i vävnad som kollisionskerma, dvs man antar att produktionen av bromsstrålning är försumbar och att elektronjämvikt gäller enligt stor kavitetsteori. I praktiken medför det att man kan applicera *kerma-approximationen* som innebär att en Monte Carlo transport endast behöver ta hänsyn till foton-atominteraktioner och att energiöverföringar till elektroner som stöts ut från atomer antas deponera sin energi lokalt (dvs deras räckvidd antas vara försumbar). De flesta mjukvaror avsedda för uppskattning av patientstråldos inom röntgen bygger på ovan beskriven princip. Det är dock viktigt att notera att absorberad dos till röd (aktiv) benmärg inte kan beräknas baserat på kerma-approximationen eftersom sådan vävnad finns lokaliserad i små kaviteter i benvävnad där villkoret för elektronjämvikt ej är uppfyllt. En fullständig stråldosuppskattning måste därför också ta hänsyn till dosdeponering i små kaviteter. Detta kan åstadkommas genom full Monte Carlo transport av foton-elektronkaskaden i vävnad, eller genom användning av vävnadsspecifika kerma-till-absorberad dos konversionsfaktor [8].



Figur 1. Schematisk översikt över patientdosimetri inom röntgen. Stråldosindex kan användas som input för uppskattning av absorberad organdos som är ett relevant stråldosmått vid risk för strålningssinducerade vävnadsreaktioner. Absorberad organdos kan vidare användas som input till beräkning av effektiv dos, som är ett stråldosmått kopplat till risk för strålningssinducerade stokastiska effekter för en referenspopulation. De angivna procenttalen indikerar tolerans i dosindex enligt leverantör eller krav enligt International Electrotechnical Commission (IEC) [5,6], alternativt den eftersökta noggrannheten i dosimetri enligt IAEA TRS-457 [3].

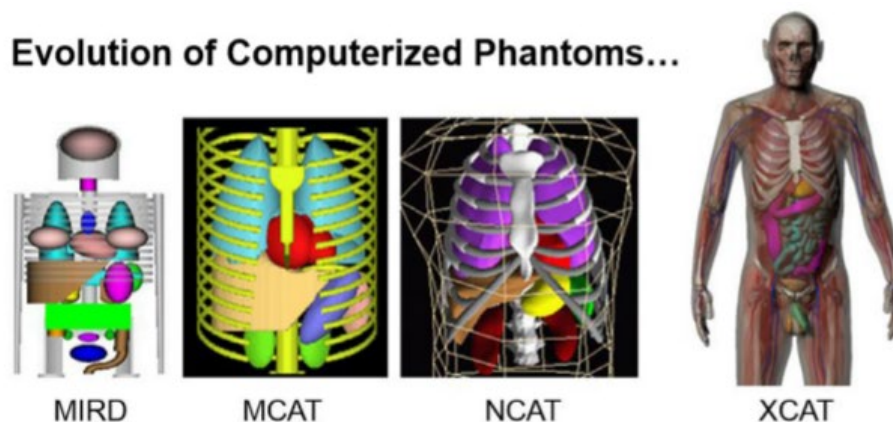
1.2 PATIENTGRUPP

För att kunna uppskatta absorberad organdos för en specifik patient eller patientgrupp, behöver patientens anatomi matchas mot ett digitalt antropomorfskt fantom. Diverse sådana fantom har utvecklats de senaste decennierna, från förenklade så kallade matematiska fantom där organen definieras av andragsytor, till mer avancerade fantom definierade av "non-uniform rational B-spline" ytor (så kallade NURBS fantom) [9,10]; se figur 2 för exempel på fantom. Sådana fantom kan vidare delas in i voxel för implementation i kompatibla Monte Carlo kodsystem.

En beräkningsmjukvara avsedd för uppskattning av absorberad organdos bör kunna modellera olika vuxna kroppsbyggnader, baserat, exempelvis, på kön, längd och vikt. Vidare bör det för pediatrika patienter gå att välja olika referensfantom baserat på ålder: 0 (nyfödd), 1, 5, 10, 15 åring, enligt åldersindelningen definierad av International Commission on Radiological Protection (ICRP) [11].

Ett specialfall är beräkning av absorberad dos till foster. För detta ändamål används helst ett fantom föreställande en gravid kvinna i det aktuella graviditetsstadiet. Om sådant fantom inte finns tillgängligt, kan man enligt ICRP [12] approximera fosterdosen som medelabsorberad stråldos till livmodern, alternativt äggstockarna (ifall den använda strålkvaliteten inte är väldefinierad).

Förutom de fantommodeller som nämnts ovan, kan det vara relevant att beräkna den absorberade organdosen till fantom som föreställer referensmannen och referenskvinnan (definierade i ICRP Rapport nr. 110 [13]). Detta eftersom den effektiva dosen i strikt mening ska beräknas baserat på den ekvivalenta organdosen uppskattad för fantom föreställandes referensmannen och referenskvinnan. Notera att om man beräknar effektiv dos med användning av andra fantom än ICRP:s referensfantom (till exempel ett fantom anpassat baserat på patientdata så som vikt och längd), ska den beräknade kvantiteten hänvisas till som *patientspecifik effektiv dos* [14]. Vidare bör det noteras att om avsikten är att uppskatta risken för en individuell patient, är effektiv dos inte det mest lämpliga måttet. I sådant fall är det rekommenderat att man utgår ifrån den beräknade absorberade organdosen och applicera organspecifika riskfaktorer beroende på patientens ålder, kön och etnicitet, så som definierat i exempelvis ICRP Rapport nr. 147 [15] eller BIER VII [16].



Figur 2. Exempel på utvecklingen från förenklade fantom där organen definieras av andragsytor, till mer avancerade fantom definierade av "non-uniform rational B-spline" ytor (så kallade NURBS fantom). Figuren är anpassad från Ref. [10].

1.3 MODALITET

Geometrin (och energin) för den röntgenstrålning som infaller på en patient kan skilja sig markant beroende på röntgenmodalitet. Exempelvis används typiskt en standardiserad rotationsgeometri över ett väldefinierat område på patienten för rekonstruktion av tomografiska bilder (CT och CBCT), medan röntgenbildstyrda interventionella ingrepp kan innefatta många separata strålfält över olika områden på patienten. På grund av sådana skillnader har man utvecklat stråldosindex och dosberäkningsformalismer som är röntgenmodalitetsspecifika [3].

Eftersom bestrålningssituationen ser olika ut för olika modaliteter, behövs förutom generella stråldosrelaterade parametrar som rörladdning, rörspänning, inherent och tilläggsfiltrering, särskilda modalitetsrelevanta aspekter tas hänsyn till vid uppskattning av patientstråldos. Dessa aspekter är sammanfattade i delsektionerna som följer nedan med utgångspunkt från relevanta stråldosformalismer baserade på mätbara stråldoskvantiteter.

1.3.1 RADIOGRAFI OCH RADIOSKOPI (RAD)

Dosformalismen för radiografi och radioskopi är baserad på kerma i luft [17], dvs den initiala energin överförd från oladdade partiklar (fotoner) till laddade partiklar (elektroner) i luft, enligt,

$$K_{\text{air}} = \int dk K_{\text{air}}(k) = \int dk [\Psi_k]_{\text{air}} [\mu_{\text{tr}}(k)/\rho]_{\text{air}}, \quad (1)$$

där $[\mu_{\text{tr}}(k)/\rho]_{\text{air}}$ är massenergiöverföringskoefficienten i luft för fotoner med energin k och $[\Psi_k]_{\text{air}}$ är fotonenergifluensen (fotonenergispektrumet) i luft. Notera att för fotonenergier relevanta inom röntgen, kan strålningsutbytesfraktionen, g , antas vara försumbar i luft, varvid luftkerma blir ekvivalent med kollisions luftkerma,

$$K_{\text{air}} \stackrel{g \approx 0}{=} \int dk [\Psi_k]_{\text{air}} [\mu_{\text{en}}(k)/\rho]_{\text{air}}, \quad (2)$$

där $[\mu_{\text{tr}}(k)/\rho]_{\text{air}}$ är massenergiabsorptionskoefficienten i luft för fotoner med energin k .

Utifrån en initial bestämning av luftkerma fritt-i-luft ($K_{\text{air}}^{\text{FIA}}$) i en mätpunkt \mathbf{r} , kan man härleda den för patientdosimetri relevanta kvantiteten *infallande luftkerma*,

$$K_{\text{air},i} = K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(\mathbf{r}_i) \approx K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(\mathbf{r})(\|\mathbf{r}\|/\|\mathbf{r}_i\|)^2, \quad (3)$$

där \mathbf{r}_i är en mätpunkt på patientens ingångsyta, och $\|\mathbf{r}_i\|$ är avståndet från strålkällan till patientens ingångsyta (ibland kallad för "Source-to-Surface Distance", SSD). Notera att relationen är approximativ i den mening att den inte tar hänsyn till attenuering och spridning i luft som kan orsaka en liten skillnad i fotonspektrumet mellan de två mätpunkterna.

För uppskattning av absorberad ingångsytdos (dvs dos på ytan av ett fantom eller till en patients hud) kan infallande luftkerma omvandlas till *luftkerma vid ingångsytan* som inkluderar bidraget från fotoner bakåtspridda i det bestrålade objektet,

$$K_{\text{air},e} = K_{\text{air},i} B_{\text{air}}, \quad (4)$$

där B_{air} är den så kallade bakåtspridningsfaktorn som beror på diverse parametrar, som infallande fotonspektrum, bestrålningsgeometri och objektets materialkomposition [18–20].

Formalismen för uppskattning av absorberad dos till vatten på ytan av ett vattenfantom (dvs den standardiserade formalismen för uppskattning av huddos) kan för ett givet infallande spektrum S således beskrivas som,

$$\begin{aligned} D_{w,S}^{\text{surface}} &= K_{\text{air},i}(S) B_{\text{air}}(S) [\mu_{\text{en}}(S)/\rho]_{w,\text{air}}^{\text{FIA+backs}} \\ &\approx K_{\text{air},S}^{\text{FIA}}(\mathbf{r})(\|\mathbf{r}\|/\|\mathbf{r}_i\|)^2 B_{\text{air}}(S) [\mu_{\text{en}}(S)/\rho]_{w,\text{air}}^{\text{FIA+backs}}, \end{aligned} \quad (5)$$

där omvandlingen från luftkerma till vattenkerma tillhandahålls av den så kallade massenergiabsorptionskoefficientkvoten vatten till luft. Denna relation är definierad för fotonspektrumet på vattenytan, dvs för summan av den infallande och bakåtspridda fotonfluensen differentierad i fotonenergi, $[\Psi_k]_{\text{air}}^{\text{FIA+backs}}$, enligt följande,

$$[\mu_{\text{en}}(S)/\rho]_{\text{w,air}}^{\text{FIA+backs}} = \frac{\int dk [\Psi_k]_{\text{air}}^{\text{FIA+backs}} [\mu_{\text{en}}(k)/\rho]_{\text{w}}}{\int dk [\Psi_k]_{\text{air}}^{\text{FIA+backs}} [\mu_{\text{en}}(k)/\rho]_{\text{air}}}, \quad (6)$$

Notera att enligt dosformalismen given ovan, kan den absorberade dosen till en punkt på patientens hud uppskattas utifrån luftkerma fritt-i-luft bestämd i en utvald mätpunkt \mathbf{r} i strålfältet ($K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(\mathbf{r})$). Enligt gällande IEC krav [5] ska röntgensystem som används för röntgenbildstyrda interventionella ingrepp tillhandahålla just luftkerma fritt-i-luft i en väldefinierad referenspunkt, \mathbf{r}_{PERP} ("patient entrance reference point"), som approximerar positionen där patientens ingångsyta befinner sig i strålfältet.

Förutom dosformalismen baserad på luftkerma enligt ekvation (1), finns ytterligare ett stråldosmått som kan ingå i patientstråldosberäkningar, nämligen luftkerma-areaprodukt (KAP) som är relaterad till den totala energin ("energy imparted") tillförd luft för ett givet strålfält,

$$P_{\text{KA}} = \int_A dA K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(A), \quad (7)$$

där integralen är över strålfältets tvärsnittsarea A i ett plan vinkelrät mot strålningsriktningen. Det är ett användbart stråldosmått eftersom det är ungefär (om man ignorerar en liten effekt av attenuering och spridning i luft samt att strålkällan har en finit utbredning) invariant med avståndet från strålkällan till följd av att tvärsnittsarean expanderar enligt den inversa kvadratlagen.

Baserat på stråldosmått som ingår i stråldosformalismen för radiografi och radioskopi enligt ovan, kan man konstatera att följande modalitetsspecifika aspekter är relevanta vid uppskattning av absorberad organdos:

- Undersökningsområdet
- Rotationen på strålfältet kring isocenter (dvs strålfältets infallsvinkel)
- Avstånd strålkälla till patientens ingångsyta
- Strålfältets dimensioner på patientens ingångsyta eller i ett referensplan
- Något av följande stråldosindex:
 - Luftkerma fritt-i-luft i en väldefinierad referenspunkt ($K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(\mathbf{r}_{\text{PERP}})$)
 - Infallande luftkerma ($K_{\text{air},i}$)
 - luftkerma-area produkt (P_{KA})

För mer noggrann uppskattning av absorberad organdos kan ytterligare modalitetsspecifika aspekter vara relevanta, så som:

- Patientbordsförflyttning under pågående bestrålning

1.3.2 DATORTOMOGRAFI (CT)

Formalismen för CT dosimetri har traditionellt varit baserad på doskvantiteten CT luftkerma index (CTDI) [3,21]. Denna kvantitet kan härledas utifrån en luftkermamätning fritt-i-luft (FIA) över en längd ℓ placerad symmetriskt över luftkermaprofilen för en axial rotation,

$$C_{\text{K},\ell}^{\text{FIA}} = \int_{\ell} \frac{d\ell}{nT} K_{\text{air}}^{\text{FIA}}(\ell) = \frac{P_{\text{KL}}}{nT}, \quad (8)$$

där P_{KL} är så kallad luftkerma-längdprodukt (KLP) som är relaterad till den totala energin ("energy imparted") tillförd luft för ett givet strålfält. Normeringen nT motsvarar produkten av antal snitt per (axial) rotation och den nominella snittjockleken, dvs den nominella bredden på det primära

strålfältet. CT luftkerma index kan också bestämmas i ett referensfantom tillverkat i exempelvis PMMA (polymetylmetakrylat), för att på så sätt ta hänsyn till stråldosbidraget från spridd strålning utanför det primära strålfältet. CT luftkerma index i referensfantom kan erhållas som,

$$C_{K,\ell}^{\text{PMMA}} = \int_{\ell} \frac{d\ell}{nT} K_{\text{air}}^{\text{PMMA}}(\ell). \quad (9)$$

Utifrån den här kvantiteten har så kallat viktat CT luftkerma index ($C_{K,w}^{\text{PMMA}}$) introducerats i syfte att jämföra outputen från olika datortomografer. Den här doskvantiteten erhålls från CT luftkerma index uppmätt med en 100 mm lång pennjonkammare placerad centralt ($C_{K,\ell=100,c}^{\text{PMMA}}$) och perifert ($C_{K,\ell=100,p}^{\text{PMMA}}$) inuti ett cylindriskt referensfantom med 16 cm (huvud) eller 32 cm (kropp) diameter, tillverkat i PMMA,

$$C_{K,w}^{\text{PMMA}} = (1/3)C_{K,100,c}^{\text{PMMA}} + (2/3)C_{K,100,p}^{\text{PMMA}}. \quad (10)$$

Notera att skillnaden mellan centralt och perifert uppmätt CT luftkerma index i referensfantom beror på diverse faktorer, så som strålkvalitet, storlek på fantom, kollimering, samt det för CT-applikationer unika bowtie-filtret vars syfte är att utjämna fluensfördelningen (signalen) över detektorn.

För spiraldatortomografiundersökningar kan man använda volym CTDI ($C_{K,\text{vol}}^{\text{PMMA}}$), som härleds genom att $C_{K,w}^{\text{PMMA}}$ uppmätt för en axial rotation normeras mot en *pitchfaktor*,

$$C_{K,\text{vol}}^{\text{PMMA}} = \frac{C_{K,w}^{\text{PMMA}}}{(d/nT)}, \quad (11)$$

där nämnaren motsvarar avståndet som patientbordet förflyttas under en 360-graders rotation (d), dividerat med strålbredden, nT . Notera dock att i strikt mening är konceptet CTDI ej definierat för spiraldatortomografiundersökningar, men att man med $C_{K,\text{vol}}^{\text{PMMA}}$ erhåller en uppskattning på förväntat viktat CTDI givet en specifik pitchfaktor (d/nT). Vidare bör man vara medveten om att vid användning av rörströmsmodulering är det $C_{K,\text{vol}}^{\text{PMMA}}$ som tillhandahålls av röntgenutrustningar normalt baserat på medelvärdet av rörströmmen (mA) applicerad över undersökningsområdet.

Enligt gällande IEC standard [6] ska datortomografer tillhandahålla volym CTDI samt CT luftkerma-längdprodukt, $P_{\text{KL,CT}}$. CT luftkerma-längdprodukt (CT KLP) bör inte misstas för luftkerma-längdprodukt fritt-i-luft (KLP; se ekvation 8), då det relaterat till den totala energin ("*energy imparted*") som tillförs ett referensfantom för ett givet strålfält. CT KLP kan användas för att beskriva en CT undersökning bestående av i antal seriella datortomografisekvenser över samma kroppsdel (dvs för samma referensfantom),

$$P_{\text{KL,CT}} = \begin{aligned} & \text{axial} \sum_i C_{K,w_i}^{\text{PMMA}} n_i T_i \\ & = \text{spiral} \sum_i C_{K,\text{vol}_i}^{\text{PMMA}} L_i, \end{aligned} \quad (12)$$

där L_i är den bestrålade volymens längd längs rotationsaxeln för spiralbildtagningsekvens i . Man bör vara uppmärksam på att CTDI konceptet (och i förlängning även CT KLP) har betydande begränsningar och osäkerheter i dess användning som en indikation på den absorberade patientstråldosen. För att reducera osäkerheterna i kopplingen mellan CTDI och absorberad dos, har man infört begreppet SSDE ("*size specific dose estimate*") [22,23]. Syftet med SSDE är att ta hänsyn till faktisk storlek på det område på patienten som har bestrålats, genom att korrigera volym CTDI enligt,

$$D_{\text{SSDE}} = f_{\text{SSDE}} C_{K,\text{vol}}^{\text{PMMA}}, \quad (13)$$

där f_{SSDE} är en förberäknad konversionsfaktor som beror på vilket referensfantom som har använts för bestämning av $C_{K,vol}^{PMMA}$ samt vilken kroppsdel som har bestrålats (till exempel kropp eller huvud). Notera att SSDE ska, till skillnad från CTDI samt KLP, motsvara absorberade dos i vävnad och inte luftkerma.

Baserat på stråldosmåtten som ingår i formalismen för CT dosimetri, kan man konstatera att följande modalitetsspecifika aspekter är relevanta vid uppskattning av absorberad organsdos:

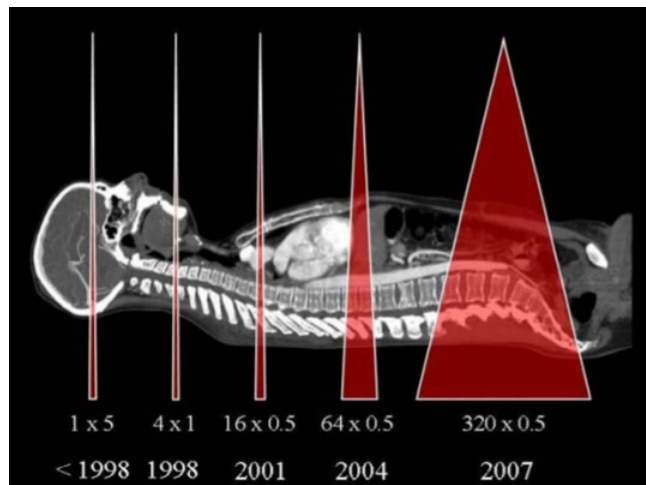
- Undersökningsområdet i form av täckning längs rotationsaxeln
- Bowtie-filtrets utformning
- *Pitchfaktorn* tillsammans med den nominella strålbredden och faktisk kollimering
- Något av följande stråldosindex:
 - CT luftkerma index fritt-i-luft ($C_{K,100}^{FIA}$)
 - Volym CT luftkerma index ($C_{K,vol}^{PMMA}$) och använt referensfantom
 - CT luftkerma-längd produkt ($P_{KL,CT}$) och använt referensfantom
 - SSDE (D_{SSDE}) tillsammans med använt f_{SSDE} och referensfantom

För mer noggrann uppskattning av absorberad organsdos kan ytterligare modalitetsspecifika aspekter vara relevanta, så som:

- Rörströmsmodulering längs rotationsaxeln samt eventuell vinkelmodulering

1.3.3 DATORTOMOGRAFI MED BREDA KONFORMIGA STRÅLFÄLT (CBCT)

Den traditionella CT dosformalismen som beskrevs i föregående avsnitt är baserad på CT luftkerma index (CTDI) motsvarande en luftkermaprofil över standardlängden 100 mm, dvs $\ell = 100$ i ekvation (8) till (10). Vissa CT-applikationer inom bland annat barnkardiologi, maxillofacial kirurgi, och interventionell radiologi med platta detektorer, har utvecklats på så sätt att de numera kan innefatta strålfält som är bredare än 100 mm (se figur 3), varvid användning av traditionellt CT luftkerma index ($C_{K,100}^{FIA}$) kan resultera i en kraftig underskattning av den totala primära deponerade energin. Eftersom CTDI uppmätt i ett referensfantom (viktat och volym CTDI) också är avsett att inkludera stråldosbidraget från spriddstrålning utanför den primärt bestrålade volymen, kan man få en kraftig underskattning av den totala (primär+spridd) deponerade energin för strålfält större än cirka 40 mm [24,25]. Man bör dock vara uppmärksam på att underskattningen i den totala deponerade energin även är noterbar (> 10%) för mindre kollimeringar [25].



Figur 3. Evolutionen av typiska kliniska konfigurationer (nominell strålbredd i forma av $n \times T$ mm). Figuren är hämtad från Ref. [26].

I syfte att bibehålla den traditionella dosformalismen som bygger på CT luftkerma index (CTDI) över standardlängden 100 mm, har IEC [6] föreslagit följande tillvägagångssätt,

$$C_{K,100}^{\text{PMMA}}(nT) = \begin{cases} \int_{\ell=100} \frac{d\ell}{nT} K_{\text{air}}^{\text{PMMA}}(\ell), & nT \leq 40 \\ C_{K,100}^{\text{PMMA}}(nT \leq 20) \left[\frac{C_{K,100}^{\text{FIA}}(nT > 40)}{C_{K,100}^{\text{FIA}}(nT \leq 20)} \right], & nT > 40 \end{cases} \quad (14a)$$

Den här metoden, som även har anammats av bland annat IAEA [26], innebär alltså att för en nominell strålbredd nT som är mindre än eller lika med 40 mm, erhålls CTDI i referensfantom likt tidigare (jämför med ekvation (9)). För $nT > 40$ mm, erhålls CTDI i referensfantom genom att det först bestäms för en axial rotation med $nT \leq 20$ mm, och sedan viktas baserat på förhållandet mellan CTDI bestämt fritt-i-luft för de två aktuella nT .

Notera att den grundläggande förutsättningen för likheten i ekvation (14b) är att förhållandet mellan CTDI i referensfantom för två olika nominella strålbredder är proportionell mot motsvarande förhållande fritt-i-luft. Detta är ett rimligt antagande eftersom det har visat att den totala energin deponerad i en bestrålad volym är linjärt proportionell mot använd kollimering, dvs den faktiska strålbredden, även vid trunkerad integration av luftkermaprofilen över längden 100 mm [27]. Uppmärksamma dock här att den faktiska strålbredden och den nominella strålbredden (nT) sällan överensstämmer (i huvudsak i syfte att säkerställa homogen exponering över nT). Förhållandet mellan den nominella strålbredden och den faktiska strålbredden kallas för *strålfältseffektivitet* ("beam efficiency"), alternativt för den geometriska effektivitet ("geometric efficiency"), och är huvudanledningen till att den klassiskt definierade CTDI ej varierar linjärt med nT . Detta icke-linjära samband är just det som behöver tas hänsyn till vid extrapolering av CTDI från mindre till större fältbredd, och är precis det som tas hänsyn till i ekvation (14b) genom skalningen mot CTDI bestämt fritt-i-luft för två olika nT .

Det bör nämnas att det har föreslagits flera alternativ till den traditionella dosformalismen baserad på CTDI. AAPM Rapport nr. 111 [28] har tagit fram den kanske mest grundliga och omfattande alternativa dosformalismen som avser att harmonisera dosimetrin för små och stora kollimeringar för både spiral och axial (dvs med och utan bordsförflyttning) datortomografiskscanning. Den rapporten är baserad på Dixons [29] härledning av den så kallade kumulativa dosprofilen (alternativt luftkermaprofilen) över den totala scanlängd L bestående av identiska rotationer fördelade med periodiciteten P ,

$$D_L(z) = \frac{1}{P} f(z) \otimes \Pi(z/L) = \frac{1}{P} \int_{-L/2}^{+L/2} dz' f(z - z'). \quad (15)$$

Uttrycket beskriver faltning av dosprofilen för en enskild (axial) rotation i ett fantom, $f(z)$ (centrerad i $z = 0$), över en rektangulär funktion med längden L . För en spiralunderökning kan periodiciteten uttryckas som produkten av bordsförflyttningshastigheten och tiden för en enskild rotation, $P = v\tau$, och scanlängd blir då $L = v\tau_0$, där τ_0 är den totala scanning tiden. Uttrycket kan också appliceras för en serie av N intilliggande axiala rotationer som har ett mittpunkt-till-mittpunktavstånd b , genom att faltningen tolkas som ett glidande medelvärde över periodiciteten $P = b$ för utjämning av upp- och nedgångarna i dosprofilen över scanlängd $L = Nb$.

Uttrycket ovan har den användbara tillämpningen att för $z = 0$ gäller,

$$D_L(z = 0) = \frac{1}{P} \int_{-L/2}^{+L/2} dz' f(z'), \quad (16)$$

vilket beskriver den kumulativa dosen centralt i undersökningsområdet definierat av scanlängd L . Notera nu att enligt det givna uttrycket innebär en ökning av L att en större andel av dosprofilen för en enskild (axial) rotation, $f(z)$, inkluderas i den kumulativa dosen. Om man inkluderar hela dosprofilen för en enskild rotation, fås det man har valt att kalla för jämviktsdosen ("equilibrium dose"),

$$D_{\text{eq}} = \frac{1}{P} \int_{-\infty}^{+\infty} dz' f(z'), \quad (17)$$

vilket beskriver det övre gränsvärdet som den kumulativa dosen D_L kan anta. Detta värde kan bestämmas exempelvis genom att integrera hela dosprofilen för en enskild (axial) rotation bestämd i ett fantom likt det beskrivet i AAPM Rapport nr. 200 [30]. Resultatet kan därefter appliceras för en given klinisk inställning (bordsförflyttning och kollimering) genom insikten att följande likhet gäller,

$$p_1 D_{\text{eq}}(a, p_1) = p_2 D_{\text{eq}}(a, p_2), \quad (18)$$

där a är given kollimering ("aperture") och p är den generaliserade pitchfaktorn som är applicerbar för både spiral och axial bildtagning, definierad utifrån periodiciteten som $p = P/nT$. Liksom tidigare beskrivet är den totala energin deponerad i en bestrålad volym linjärt proportionell mot använd kollimering, varvid skalningen $(P/a)D_{\text{eq}}$ kan användas för att relatera den kumulativa dosen bestämd för en given kollimering till annan relevant kollimeringsinställning.

Den kumulativa stråldosen har hittills beskrivits för fallet då bordsförflyttning sker, enligt ekvation (15). Den ekvationen innefattar en faltningsoperation för att ta hänsyn till dosbidraget från en serie av intilliggande strålfält, dvs en serie bestrålningar med kollimeringar som är mindre än scanlängden. Baserat på den beskrivningen följer följande insikt gällande den kumulativa stråldosen i det fall då ingen bordsförflyttning sker,

$$D_N(z) = N_{\text{rot}} f(z). \quad (19)$$

I det här fallet, då scanlängd är ekvivalent med kollimeringen ($L = a$), tappar faltningsoperationen i ekvation (16) sitt syfte och den kumulativa dosen blir alltså helt enkelt relaterad till antalet utförda stationära (axiala) rotationer, N_{rot} . Baserat på denna relation, och eftersom den maximala kumulativa dosen (i fantom med spriddstrålning) förväntas hittas centralt i strålfältet, kan följande stråldosmått tillämpas,

$$D_N(z = 0) = N_{\text{rot}} f(z = 0). \quad (20)$$

Detta är ett högst användbart resultat, eftersom dess härledning från ekvation (16) [antag att strålfältskollimeringen a består av Nb seriella axiala rotationer så att $L = a = Nb \Rightarrow P = a/N$] påvisar en direkt fysikalisk förbindelse mellan konventionella CT applikationer och CBCT med exempelvis platta detektorer inom interventionell radiologi och maxillofacial kirurgi. För CBCT-applikationer kan alltså stråldosformalismen baseras på dos eller luftkerma bestämd i fantom, alternativt fritt-i-luft, centralt i strålfältet (till exempel i isocenter). För CBCT-applikationer som tillämpas på röntgensystem med platta detektorer avsedda primärt för radiografi och radioskopi, kan man likartat utgå ifrån luftkerma fritt-i-luft i referenspunkten, $z = r_{\text{PERP}}$ (se avsnitt 1.3.1). Ett annat alternativ för sådan utrustning är att man utgår från luftkerma-area produkt (KAP) som är relaterat till luftkerma fritt-i-luft enligt ekvation (7). KAP är ett av de mått på *outputen* från röntgenröret som uppmärksammas i protokoll för kvalitetssäkring av CBCT-utrustning framtaget gemensamt av EFOMP-ESTRO-IAEA [31].

Sammanfattningsvis finns det diverse olika formalismer för CBCT-dosimetri, vars tillämpbarhet beror på vilken modalitet och metod (till exempel med eller utan bordsförflyttning) som avses. För mer konventionella CT-applikationer (det vill säga med kontinuerlig eller sekventiell

bordsförflyttning) kan man basera en uppskattning av absorberad organdos på exempelvis CT luftkerma index för breda fält enligt ekvation (14b). Medan för CBCT-applikationer med stationär rotation (till exempel inom interventionell radiologi) kan man, baserat på härledningen som ledde fram till ekvation (20), till exempel utgå ifrån luftkerma fritt-i-luft i en referenspunkt. Därmed kan man konstatera att följande modalitetsspecifika aspekter är några av de parametrar som kan vara relevanta vid uppskattning av absorberad organdos för en CBCT-applikation,

- Undersökningsområdet (längd längs rotationsaxeln vid bordsförflyttning)
- *Pitchfaktorn* tillsammans med nominell strålbredd och faktisk kollimering, eller använd fältstorlek vid stationär rotation
- Bowtiefiltrets utformning för CT-applikationer
- Något av följande stråldosindex:
 - CT luftkerma index fritt-i-luft ($C_{K,\ell}^{FIA}$) samt använd integrationslängd (ℓ)
 - Volym CT luftkerma index för breda fält ($C_{K,vol}^{PMMMA}(nT > 40)$) och använt fantom
 - CT luftkerma-längd produkt för breda fält ($P_{KL,CT}(nT > 40)$) och använt fantom
 - Luftkerma fritt-i-luft i en referenspunkt ($K_{air}^{FIA}(\mathbf{r}_{ref})$)
 - luftkerma-area produkt (P_{KA})

För mer noggrann uppskattning av absorberad organdos kan även dessa aspekter vara relevanta,

- Rotationsvinklar för CBCT applikationer med partiell rotation kring patienten
- Asymmetrisk strålfältskollimering i syfte att simulera så kallad "*half-fan*" geometri

1.3.4 MAMMOGRAFI

Både ICRP [32] och ICRU [2] rekommenderar användning av doskvantiteten medelabsorberad dos till körtelvävnaderna i bröst ("mean glandular dose"), D_G , inom mammografi. Valet av denna doskvantitet, som ibland kallas för AGD, är baserad på resonemanget att det är körtelvävnaden som har den högsta risken för tumörutveckling, varvid absorberad dos till denna vävnad är det som är relevant för indikation av den potentiella skadliga effekten vid bestrålning av bröstet [33].

Eftersom AGD ej kan mätas direkt, har man utvecklat en dosformalism baserat på mätbara doskvantiteter som *infallande luftkerma* mätt fritt-i-luft (se ekvation (3)), alternativt *luftkerma vid ingångsytan* (se ekvation (4)). Utifrån infallande luftkerma kan den medelabsorberad dosen till körtelvävnaderna i bröst bestämmas med användning av en förberäknad konversionsfaktor ($c_{G,K_{air,i}}$) som tar hänsyn till olika fysikaliska aspekter av bestrålningen [2,3],

$$\begin{aligned} D_G &= K_{air,i} c_{G,K_{air,i}} \\ &= K_{air,i} (c_{G_{50},K_{air,i}} c_{G_g,G_{50}} s), \end{aligned} \quad (21)$$

där konversionsfaktorn $c_{G,K_{air,i}}$ delas in i tre komponenter enligt dosformalism av Dance *et al.* [34]:

- $c_{G_{50},K_{air,i}}$ – konversionsfaktor som omvandlar infallande luftkerma till AGD för bröst med 50% glandularitet, givet en specifik strålkvalitet och komprimerad brösttjocklek
- $c_{G_g,G_{50}}$ – konversionsfaktor som omvandlar AGD för bröst med 50% glandularitet till AGD för bröst med annan procentuell glandularitet (g)
- s – korrektionsfaktor som tar hänsyn till skillnader mellan använt röntgenspektrum (target/filterkombinationer) och det spektrum som $c_{G_{50},K_{air,i}}$ gäller för

Den här metoden har anammats i den europeiska riktlinjen för kvalitetssäkring inom mammografi [35] samt i IAEA:s dosformalism för diagnostisk och interventionell radiologi [3]. I de associerade rapporterna kan man hitta tabeller över de olika faktorer som ingår i ekvation (21). Dessa tabeller har tagits fram av Dance och kollegor [36] med användning av Monte Carlo simulering av strålningstransporten i en förenklad matematisk modell av ett bröst.

Det bör nämnas att parallellt med utvecklingen av den ovan beskrivna dosformalism har en annan formalism utvecklats i USA, baserat på Monte Carlo simuleringar av framförallt Wu [37,38] och Boone [39] med kollegor. Även den formalismen utgår ifrån en förenklad matematisk modell av ett bröst, som påminner om den modell som Dance [36] har använt sig av. Notera att i bägge fall har man använt vävnadskomposition (körtel- och fettvävnad) baserat på det publicerade verket av Hammerstein *et al.* [40]. Trots att nomenklaturen skiljer sig, är den formalism som utvecklats i USA fundamentalt identisk med den som beskrivs av ekvation (21), dvs att en konversionsfaktor appliceras för omvandling av den mätbara doskvantiteten infallande luftkerma till doskvantiteten medelabsorberad dos till körtelvävnaderna i bröstet.

Dosformalismen som beskrivs i ekvation (21) är i huvudsak lämplig för så kallad konventionell 2D projektionsmammografi. För brösttomosyntes behöver man ta hänsyn till ytterligare aspekter av bestrålningen, så som de olika projektionsvinklarna som har använts för rekonstruktion av de 3D-liknande bilderna. För uppskattning av AGD för brösttomosyntes har följande tillvägagångssätt föreslagits [41,42],

$$D_G = (K_{\text{air},i} c_{G,K_{\text{air},i}})_{\theta=0} \sum_i \alpha_i t(\theta_i), \quad (22)$$

där summeringen är över antal tomosyntes projektioner och α_i är andelen av den totala rörladdningen som applicerats i projektion i . Faktorn $t(\theta)$ tar hänsyn till förändring i AGD som funktion av projektionsvinkeln θ , definierad som,

$$t(\theta) = \frac{D_G(\theta)}{D_G(0)} = \frac{D_G(\theta)}{(K_{\text{air},i} c_{G,K_{\text{air},i}})_{\theta=0}}. \quad (23)$$

För bröst tomosyntes kan den absorberade dosen till den strålkänsliga vävnaden alltså uppskattas utifrån infallande luftkerma bestämd för projektionsvinkel $\theta = 0$, kombinerat med $t(\theta)$ beräknade för det applicerade röntgenspektrumet och den aktuella komprimerade brösttjockleken.

De olika faktorerna som ingår i en uppskattning av AGD är baserade på diverse mer eller mindre avancerade bröstfantom och bestrålningsgeometrier inkluderade i Monte Carlo simuleringar av strålningstransport. En grundlig sammanfattning över den utveckling som har skett inom det här området finns att hitta i Ref [43]. Det är viktigt att poängtera att bestrålningsgeometrin för typiska mammografiska undersökningar är i hög grad standardiserad, vilket har medfört att IEC har kravställt att mammografiutrustningar ska tillhandahålla AGD [44]. Som tidigare nämnt, kan olika metoder appliceras (framförallt användning av olika konversions- och korrektionsfaktorer), varför det är viktigt att vara medveten om vilken metod som använts för att ta fram en given absorberad organdos till den strålkänsliga bröstvävnaden. Dock är det ändå så att eftersom AGD tillhandahålls av röntgenutrustningen, är det ett relativt lättillgängligt mått på den absorberade organdos. Av den anledningen har vi i den här rapporten valt att inte inkludera mammografi och dess specifika frågeställningar i den marknadsanalys över tillgängliga dosberäkningsmjukvaror i nästa kapitel.

2 MARKNADSANALYS

Den marknadsanalys som har genomförts inkluderar dosberäkningsverktygen listade i tabell 1. De har kategoriserats baserat på vilka röntgenmodaliteter, patientgrupper, och organdos som de är lämpliga att användas för. I syfte att göra en så rättvis jämförelse som möjligt, har vi valt att fokusera på verktygens funktionaliteter, då detta kan utvärderas baserat på den associerade dokumentation även för de verktyg som vi inte har haft möjlighet att själva prova. De utvalda funktionaliteterna finns specificerade i tabell 3 tillsammans med utvärderingskriterium för att uppnå indikerad poäng. Notera att ett verktyg som får noll poäng i någon kategori, dvs att den inte uppfyller den mest grundläggande funktionen, anses vara diskvalificerad.

Resultatet av marknadsanalysen finns sammanfattad i tabell 2. Notera att eftersom olika poäng motsvarar olika funktionalitet (så som listat i tabell 3) behöver det inte nödvändigtvis betyda att det verktyg som fått högst poängsumma är bäst för ett visst ändamål. Poängsumman ger dock en indikation om hur pass generellt användbara de olika verktygen är. Baserat på utfallet av marknadsanalysen har vi dragit specifika slutsatser som presenteras i nästa kapitel.

I det här kapitlet ingår också en sammanfattad beskrivning av respektive verktyg och dess funktionaliteter. Den informationen hittas i avsnitten, 2.1-2.12. För mer detaljerad information om respektive verktyg, hänvisar vi den intresserade läsaren till de referenser som finns inkluderade i respektive avsnitt.

Tabell 1. Dosberäkningsverktyg utvärderade i det här arbetet. Användningsområdet (modalitet och patientgrupp) samt vilka organdoser som respektive mjukvara är avsett för är angivet i tabellen.

Mjukvara	Modalitet			Patientgrupp			Organ		
	RAD ¹	CT	CBCT	Vuxna	Barn	Foster	Interna ²	Hud ³	Ögon
CALDoseX	x	x		x	x		x		
CODE	x	x				x			
CTDosimetry		x		x			x		x
CT-EXPO		x		x	x		x		x
DoseTrack		x	x	x	x	x	x	x	x
ImpactDose		x		x	x		x		
ImpactMC		x	x	x	x	x	x		x
NCICT		x	x	x	x	x	x		x
NCIRF	x		x	x	x	x	x		x
OpenSkin	x		x	x				x	
PCXMC	x		x	x	x		x		
PySkinDose	x			x	x			x	
VirtualDoseCT		x	x	x	x	x	x		x
VirtualDoseIR	x			x	x	x	x		x

¹Modaliteten RAD avser radiografi och radioskopi

²Med interna organ avses absorberad (eller ekvivalent) dos till interna organ samt effektiv dos

³Med organet hud avses den maximal absorberad dosen till ett hudsegment

Tabell 2. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3. Notera att noll poäng i någon enskild kategori innebär att mjukvaran är diskvalificerad. Notera att mjukvarorna är sorterade i bokstavsordning.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
CALDoseX	5	1	4	0	3	2	-
CODE	3	2	3	5	3	1	17
CTDosimetry	1	3	3	4	3	1	15
CT-EXPO	2	3	4	4	3	2	18
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16
ImpactDose	4	3	4	4	3	1	19
ImpactMC	4	5	4	2	4	1	20
NCICT	5	3	4	4	4	4	24
NCIRF	4	5	4	4	4	4	25
OpenSkin	2	4	3	4	2	1	16
PCXMC	3	5	5	4	4	1	22
PySkinDose	4	5	3	2	2	3	19
VirtualDoseCT	5	3	4	5	4	3	24
VirtualDoseIR	5	3	5	5	4	3	25

Tabell 3. Utvärderingskriterium för att uppnå indikerat poäng i respektive utvärderingskategori.

Kategori	Kriterium för att uppnå angiven poäng
Fantom	(0) okänd eller ej vedertagen fantommodell (1) andragradsytor +1 familj av antropomorfiska referensfantom +1 skalbar geometri (3) voxlar eller mer avancerade matematiska objekt +1 familj av antropomorfiska referensfantom +1 stort urval av patientspecifika fantom eller möjligt att importera egna fantom
Geometri	(0) okänt eller ej specificerat bestrålningsområde (1) fast bestrålningsområde för given undersökningstyp (2) bestrålningsområde kan specificeras +1 isocenterposition kan specificeras +1 röntgenkällans position kan specificeras +1 röntgenfältets dimensioner kan specificeras
Dosimetri	(0) okänd eller ej vedertagen dosberäkningsmodell (1) förberäknade konversionskoefficienter +1 röntgenspektrumet kan specificeras (kV och filtrering) +1 fotonfluensen kan specificeras (relevant dosindex och rörströmsmodulering) +1 absorberad dos i röd (aktiv) benmärg (dvs dosdeponering i små kaviteter) (2) Monte Carlo simulering eller liknande beräkningsmodell +1 röntgenspektrumet kan anpassas +1 fotonfluensen kan modularas +1 absorberad dos i röd (aktiv) benmärg (dvs dosdeponering i små kaviteter)
Gränssnitt	(0) gränssnittet är på annat språk än svenska eller engelska (1) fristående verktyg +2 grafiskt användargränssnitt +1 illustration som visar bestrålningsområdet på vald fantommodell (2) webbaserat verktyg +2 grafiskt användargränssnitt +1 illustration som visar bestrålningsområdet på vald fantommodell
Funktioner	(0) mjukvara ej kompatibel med SLL datorer (1) mjukvara kompatibel med SLL datorer +2 out-of-the-box (OOTB) funktionalitet +1 en serie av dosberäkningar kan konfigureras (dvs batch funktionalitet) +1 DICOM objekt (RDSR och/eller bilddata) kan läsas in
Utveckling	(0) okänd utvecklare (1) ingen aktiv utveckling (2) under aktiv utveckling +1 stöds av en betydande organisation +1 versionshantering och/eller detaljerad versionshistorik +1 öppen mjukvara

2.1 CALDOSEX

första release:	v 1.0 (2008)	länk:	www.caldose.org
senaste release:	v 5.0 (2021)	referens:	Kramer <i>et al.</i> [45]
betalningsmodell:	gratis	utvecklare:	Federal University of Pernambuco, Brasilien

CALDose ("CALculation of equivalent Dose") är ett samlingsnamn för dosimetristudier utförda på Federal University of Pernambuco i Brasilien. De har, bland annat, utvecklat mjukvaran CALDoseX för patientdosberäkningar inom projektionsradiografi samt datortomografi. Mjukvaran är baserad på Monte Carlo simuleringar (EGSnrc [46]) med användning av en voxeliserad fantomfamilj som inkluderar diverse vuxna samt barnfantom utvecklade lokalt på samma institution. Man kan använda CALDoseX via en Monte Carlo webservice, eller ladda ned det som ett fristående program, i vilket fall en tabell med förberäknade konversionskoefficienter appliceras. Tyvärr är mjukvaran inte särskilt användarvänlig och webgränssnittet är generellt långsamt. Vidare har man blandat ihop olika versioner, vilket tycks ha resulterat i att både den engelska och den portugisiska versionen var på portugisiska vid testtillfället. Därav har vi diskvalificerat mjukvaran enligt utvärderingskriterium för gränssnittet (se tabell 3). Eftersom mjukvaran är under kontinuerlig utveckling kan det dock vara värt att fortsätta hålla ett öga på det.

2.2 CODE

första release:	2015	länk:	http://embryodose.med.uoc.gr
senaste release:	2015	referens:	Damilakis <i>et al.</i> [47] (CT dosimetri)
betalningsmodell:	gratis	utvecklare:	University of Crete, Grekland

På University of Crete i Grekland har man utvecklat dosberäkningsmjukvaran CODE ("COnceptus Dose Estimation") som är specifikt avsedd för fosterdosberäkningar. Mjukvaran är webbaserad, och kan användas för datortomografi, radiografi och radioskopi. CODE implementerar tabeller av absorberad dos koefficienter beräknade med Monte Carlo kodsystemet MCNP4B [48]. Monte Carlo-simuleringar är utförda för matematiska fantom föreställandes gravid kvinna med foster i olika utvecklingsstadiet. Tyvärr finns ett begränsat antal parametrar som kan ställas in av användaren. För radiografi- och radioskopiundersökningar kan man endast välja vilken typ av undersökning som avses eller vilken projektion som är av intresses. Bestrålningsområdet kan inte väljas, utan är istället fördefinierat för vald undersökning. För datortomografiundersökningar kan användaren specificera patientens omkrets, vilket djup fostret befinner sig på, samt markera undersökningsområdet i det grafiska användargränssnittet.

PATIENT EXPOSURE

Radiography

Fluoroscopy

Computed Tomography

OCCUPATIONAL EXPOSURE

Fluoroscopically-guided Procedures

Computed Tomography (CT)

8-12 week

Clear

Embryo Depth (cm)

Tube Load (mAs)

Tube Voltage (kV) Click to select

Pitch

Beam Collimation (mm)

Patient Circumference (cm)

CTDI free-in-air (mGy/100 mAs)

CTDIw (mGy / 100 mAs)

Start of scan cm End of scan cm

Figur 4. Datortomografimodulen i mjukvaran CODE utvecklad på University of Crete, Grekland.

2.3 CTDOSIMETRY

första release:	0.99e (2000)	länk:	www.impactscan.org/ctdosimetry
senaste release:	1.0.4 (2011)	referens:	-
betalningsmodell:	engångskostnad	utvecklare:	ImPACT CT, Storbritannien

ImPACT CT gruppen ("IMaging Performance Assessment of CT scanners"), som var en del av medicinskstrålningsfysik på St George's Hospital i London (Storbritannien), har utvecklat diverse verktyg för utvärdering av datortomografisystem. Ett sådant verktyg är dosberäkningsmjukvaran CTDosimetry som består av ett macro-baserat Excelblad där användaren kan specificera olika typiska strålningsrelaterade parametrar (se figur 5). Programmet inkluderar uppmät output från röntgenröret för specifika datortomografer med hänsyn till olika kollimeringsalternativ. Den uppmätta outputen är definierad som CT luftkerma index normerat mot rörladdning (mAs). Vidare använder mjukvaran sig av konversionskoefficienter för absorberad organsdos från NRPB [numera kallat HPA] Rapport SR250 [49], som är framtagna genom Monte Carlo simulering (egenutvecklad kod) av olika datortomografisystem aktuella 1989. Det bör dock noteras att man har applicerat NRPB data även på nyare datortomografisystem genom matchning av förhållandet mellan uppmätt CT luftkerma index fritt-i-luft ($C_{K,100}^{FIA}$) och CT luftkerma index i fantom ($C_{K,100}^{PMMA}$). Monte Carlo simuleringarna genomfördes för det så kallade MIRD-5 matematiska (andragradsytor) vuxna hermafroditfantomet [50]. För den absorberade stråldosen till barn har man inkluderat kortfattad och begränsad information om hur stråldosen beräknad för vuxna i grova drag relaterar till stråldosen för barn.

Tyvärr lade man ner ImPACT CT gruppen omkring år 2011, och inga officiella uppdateringar har släppts sedan dess. Därför finns inte moderna datortomografer och funktionaliteter, så som rörströmsmodulering, inkluderade i verktyget.

5	Scanner Model:			Acquisition Parameters:		
6	Manufacture	Siemens		Tube current	100	mAs
7	Scanner	Siemens Emotion 6		Rotation time	1	s
8	kV	120		Spiral pitch	1	
9	Scan Region	Body		mAs / Rotation	100	mAs
10	Data Set	MCSET19	Update Data Set	Effective mAs	100	mAs
11	Current Data	MCSET19		Collimation	12	mm
12	Scan range			Rel. CTDI	Look up 1.15	at selected collimation
13	Start Position	20	cm Get From Phantom Diagram	CTDI (air)	Look up 30.6	mGy/100mAs
14	End Position	45	cm Diagram	CTDI (soft tissue)	32.7	mGy/100mAs
15				CTDI _w	Look up 10.7	mGy/100mAs
16	Organ weighting scheme	ICRP 60		CTDI _w	10.7	mGy
17				CTDI _{vol}	10.7	mGy
18				DLP	268	mGy.cm
19						
20						
21	Organ	w _T	H _T (mGy)	w _T H _T	Remainder Organs	
22	Gonads	0.2	1.1	0.23	Adrenals	
23	Bone Marrow	0.12	3.4	0.41	Small Intestine	
24	Colon	0.12	7.4	0.89	Kidney	
25	Lung	0.12	3.1	0.37	Pancreas	
26	Stomach	0.12	15	1.8	Spleen	
27	Bladder	0.05	0.54	0.027	Thymus	
28	Breast	0.05	0.64	0.032	Uterus	
29	Liver	0.05	14	0.72	Muscle	
30	Oesophagus (Thymus)	0.05	0.53	0.026	Brain	
31	Thyroid	0.05	0.044	0.0022	Not Applicable	
32	Skin	0.01	2.8	0.028	Not Applicable	
33	Bone Surface	0.01	5.3	0.053	Not Applicable	
34	Not Applicable	0	0	0	Not Applicable	
35	Not Applicable	0	0	0	Other organs of interest	
36	Remainder	0.025	3.5	0.087	Eye lenses	
37	Kidneys	0.025	17	0.42	Testes	
38	Total Effective Dose (mSv)				5.1	
39					Ovaries	
40					Uterus	
					Prostate	

Figur 5. CTDosimetry utvecklad av ImPACT CT gruppen på St George's Hospital i London, Storbritannien.

2.4 CT-EXPO

första release:	v 1.0 (2001)	länk:	www.sascrad.com
senaste release:	v 2.7 (2020)	referens:	Stamm and Nagel [51]
betalningsmodell:	engångskostnad	utvecklare:	Medizinische Hochschule, Tyskland

CT-EXPO är likt CTDosimetry ett dosberäkningsverktyg implementerat i Excel. Det är baserat på absorberad organdos koefficienter beräknade av "the National Research Center for Environment and Health" (GSF) i Tyskland med användning av Monte Carlo metoden [52,53]. Simuleringar har genomförts för en familj av matematiska fantom bestående av en vuxen man (ADAM), en vuxen kvinna (EVA), hermafroditbarn (CHILD), och hermafroditbebis (BABY). Dessa fantom är något uppdaterade versioner av de fantom som ursprungligen togs fram på 1960 talet på Oak Ridge National Laboratory (ORNL) i USA [54,55]. Mjukvaran tar hänsyn till olika faktorer som är specifika för ett givet datortomografisystem, så som den faktiska fältstorleken för vald nominell fältbredd ("overbeaming") samt överscanning ("over-ranging") för spiralundersökningar. Mjukvaran uppdaterades senast 2020, och inkluderar därmed fler datortomografistystem än CTDosimetry. Vidare har den fördelen att man kan utföra en dosberäkningarna för vuxna referensfantom med applicering av en generisk rörströmsmodulering längs rotationsaxeln.

2.5 DOSETRACK

första release:	2008	länk:	https://medical.sectra.com/product/sectra-dosetrack/
senaste release:	7.7.2 (2021)	referens:	-
betalningsmodell:	abonnemang	utvecklare:	Sectra AB, Sverige

DoseTrack skiljer sig från de övriga dosberäkningsverktygen i den här rapporten då det är ett dosmonitoreringssystem snarare än en mjukvara avsedd specifikt för bestämning av absorberad organdos. Men eftersom Karolinska Universitetssjukhuset redan har tillgång till DoseTrack, är det lämpligt att inkludera även detta verktyg i den här rapporten.

DoseTrack har implementerat en tredjepartsmjukvara för bestämning av absorberad organdos och effektiv dos för de kliniska röntgenundersökningar som finns i dess databas, dvs endast för röntgensystem som är konfigurerade att skicka DICOM RDSR ("Radiation Dose Structured Report"). För närvarande stöds uppskattning av absorberad dos till interna organ och ögats lins endast för datortomografiundersökningar via tredjepartsmjukvaran VirtualDoseCT (beskriven i avsnitt 2.12). Det är dock värt att uppmärksamma att DoseTrack i framtiden kan tänkas stödja motsvarande tredjepartsmjukvara för radiografi och radioskopi (VirtualDoseIR). Tyvärr ingår inte en separat modul i DoseTrack för hantering av VirtualDoseCT. Därmed går det för en specifik dosberäkning inte att specificera bestrålningsgeometrin och exponeringsparametrarna, inklusive funktionaliteter så som att beräkningen ska ta hänsyn till rörströmsmodulering.

I DoseTrack går det tyvärr inte ens att se den bestrålningsgeometri som antagits vid uppskattning av stråldosen för en specifik röntgenundersökning. Den bestrålningsgeometri som har använts beror bland annat på DICOM taggen motsvarande det primärt avbildade organet ("target region"). Dock kan det finnas stora osäkerheter i de fall då denna tagg motsvarar ett stort område på kroppen (exempelvis "spine" för skoliosundersökning). Trots denna nackdel finns en intressant möjlighet att välja vilket fantom som ska användas för en stråldosberäkning. Fantommodellerna som går att välja bland är samma som de som används av VirtualDoseCT, och inkluderar bland annat fantom föreställandes patienter i olika graviditetsstadier.

DoseTrack har även en modul som kan användas för uppskattning av absorberad dos till huden för radiografi och radioskopi. Denna modul ger endast information om ackumulerat luftkerma i fritt-luft ($K_{\text{air}}^{\text{FIA}}$) i olika sektioner på en cylindrisk yta vars radie kan justeras av användaren.

2.6 IMPACTDOSE & IMPACTMC

<u>ImpactDose</u>			
första release:	1.15.3 (2004) Windose (1999)	länk:	ingen aktuell länk
senaste release:	v 2.3 (2016)	referens:	Kalender <i>et al.</i> [56]
betalningsmodell:	säljs ej längre	utvecklare:	CT Imaging GmbH, Tyskland
<u>ImpactMC</u>			
första release:	2002	länk:	ingen aktuell länk
senaste release:	v 1.6 (2016)	referens:	Schmidt and Kalender [57]
betalningsmodell:	säljs ej längre	utvecklare:	CT Imaging GmbH, Tyskland

ImpactDose och ImpactMC är två olika dosberäkningsmjukvaror utvecklade av CT Imaging GmbH, Tyskland. Tyvärr har företaget lagt den utvecklingen och avslutat försäljningen av dessa produkter. Men eftersom Karolinska Universitetssjukhuset redan har tillgång till dessa mjukvaror sedan tidigare inköp, har vi valt att inkludera även dessa verktyg i den här rapporten.

ImpactDose har ett grafiskt användargränssnitt som kan användas för att ställa in en rad olika exponeringsparametrar, inklusive generisk rörströmsmodulering längs rotationsaxeln. Vidare ingår flera olika voxeliserade referensfantom, så som den given i ICRP Rapport 110 [13], samt voxeliserade versioner av den familj av matematiska fantom som har utvecklats på Oak Ridge National Laboratory (ORNL) [54,55]. Vidare kan användaren välja att anpassa de tillgängliga referensfantomerna baserat på specifika patientmått så som lateral bredd och *effektiv diameter*. Dosberäkningarna är baserade på absorberad organdos koefficienter som har beräknats för olika datortomografisystem med användning av ett egenutvecklat Monte Carlo-kodsystem, ImpactMC.

ImpactMC är, till skillnad från övriga mjukvaror utvärderade i den här rapporten, ett komplett Monte Carlo system som kan användas för att simulera transport av kilovoltfotoner i valfri voxeliserad geometri. Trots att systemet är relativt användarvänligt, krävs en del kunskap och tid för att sätta upp en stråldosberäkning. Geometrin, vilket inkluderar bowtie-filter och strålfältskollimering kan specificeras i detalj. Exempelvis kan man definiera en asymmetrisk kollimering för simulering av den *"half-fan"* geometri som ibland appliceras inom CBCT. Även röntgenspektrumet och rörströmsmoduleringen (projektion-till-projektion) kan specificeras i detalj. Den geometri som energideponeringen sker i består av voxelar som har tilldelats specifika materialegenskaper. En nackdel med ImpactMC är att bestämning av effektiv dos inte är del av huvudprogrammet, utan kräver användning av ett medföljande Excelblad. Notera här att eftersom mjukvaran inte simulerar elektrontransport, behöver man implementera benvävnadsspecifika kerma-till-absorberad dos konversionsfaktorer för bestämning av absorberad dos till röd (aktiv) benmärg [8], för att därmed kunna bestämma den effektiva dosen.

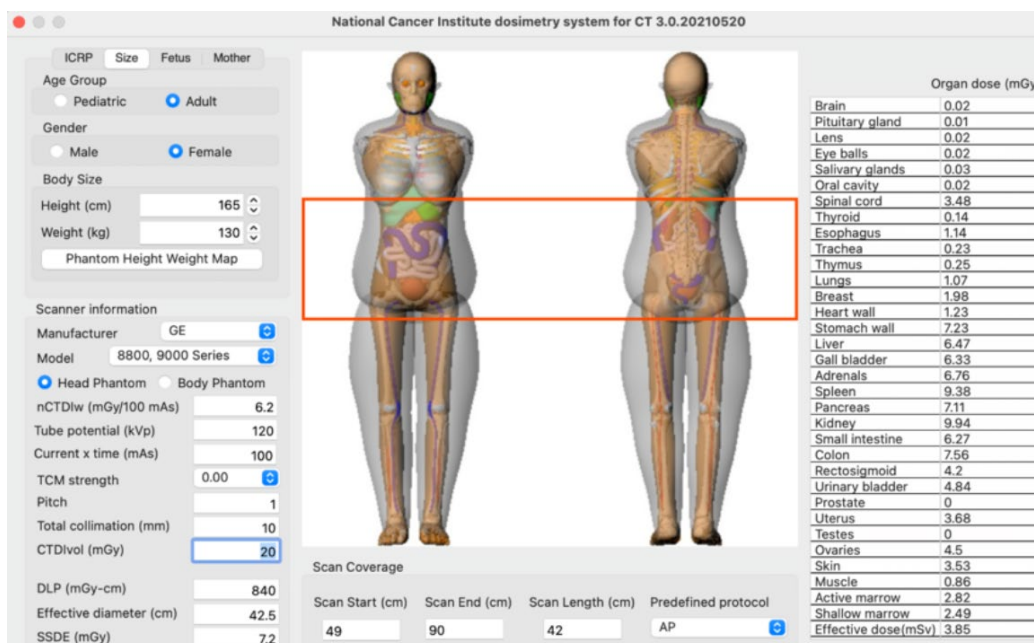
2.7 NCICT & NCIRF

<u>NCICT</u>			
första release:	v 1.0 (2014)	länk:	https://dceg.cancer.gov/tools/radiation-dosimetry-tools/computed-tomography
senaste release:	v 3.0 (2021)	referens:	Lee <i>et al.</i> [58]
betalningsmodell:	gratis för forskning	utvecklare:	National Cancer Institute, USA
<u>NCIRF</u>			
första release:	v 1.0 (2021)	länk:	https://dceg.cancer.gov/tools/radiation-dosimetry-tools/radiography-fluoroscopy
senaste release:	v 2.0 (2021)	referens:	-
betalningsmodell:	gratis för forskning	utvecklare:	National Cancer Institute, USA

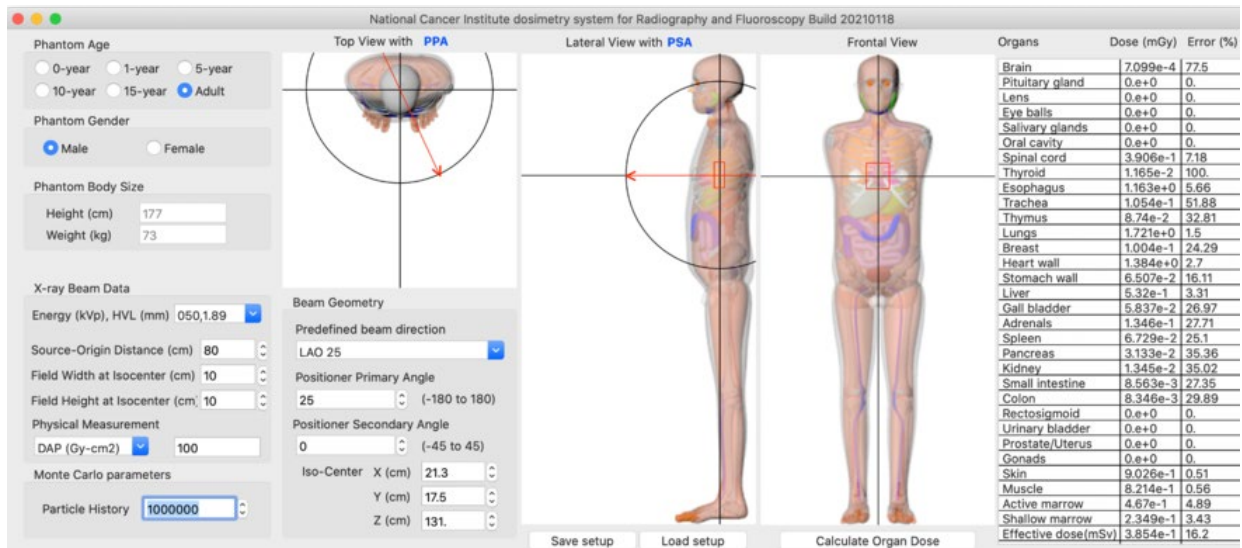
National Cancer Institute (NCI) i USA har utvecklat två intressanta dosberäkningsmjukvaror baserade på en familj av avancerade "non-uniform rational B-spline" (NURBS) fantom framtagna på University of Florida, USA [59]. Mjukvarorna är licensierade, men är gratis för användning inom forskning och för icke vinstdrivande ändamål, vilket är det normala användandet av sådana verktyg på Karolinska Universitetssjukhuset. NCI har ett aktivt användarforum där man kan se att det pågår en kontinuerlig utveckling av mjukvarorna bland annat baserat på användarnas åsikter och kommentarer.

NCICT ("*National Cancer Institute dosimetry system for Computed Tomography*") har varit under utveckling sedan omkring år 2014. Det är en fristående mjukvara som inkluderar ett grafiskt användargränssnitt (se figur 6). Användaren kan välja mellan fler än 350 fantom föreställandes vuxna och barn (olika åldrar) med olika längd och viktmått, samt åtta fantom föreställandes en gravid kvinna med ett foster i olika utvecklingsstadier. Stråldosen bestäms med användning av absorberad organdos koefficienter förberäknade genom Monte Carlo-simulering. Till exempel har man simulerat ett SOMATOM Sensation 16 datortomografisystem (inklusive dess bowtie-filter och kollimeringinställningar) med det etablerade Monte Carlo kodsystemet MCNPX [60,61]. Användaren kan välja att applicera en generisk rörströmsmodulering längs rotationsaxeln samt konfigurera en serie av beräkningar (batch-funktionalitet). Stråldosberäkningar för CBCT är listat som under utveckling.

NCIRF ("*National Cancer Institute dosimetry system for Radiography and Fluoroscopy*") är ett nyligen utvecklat dosberäkningsverktyg för radiografi och radioskopi. Det är en fristående mjukvara som inkluderar ett grafiskt användargränssnitt (se figur 7). Mjukvaran implementerar det etablerade Monte Carlo kodsystemet Geant4 [62] kombinerat med multitrådning för reducerad beräkningstid. Vidare kan man konfigurera en serie av beräkningar (batch-funktionalitet), vilket är användbart för simulering av interventionella ingrepp och CBCT. Tyvärr är mjukvaran så pass ny att den för närvarande har flera begränsningar. En sådan är att man endast kan välja vuxna och barn referensfantom, med eller utan armar. Man har dock som mål att i kommande uppdatering implementera samma familj av fantom som används i mjukvaran NCICT, inklusive gravid fantom. En annan begränsning med nuvarande version är att användaren inte kan fritt specificera vilket röntgenspektrum som ska användas, utan kan endast välja mellan ett antal fördefinierade spektrum (baserat på olika kombinationer av kV och HVL).



Figur 6. NCICT utvecklad av National Cancer Institute, USA.



Figur 7. NCIRF utvecklad av National Cancer Institute, USA.

2.8 OPENSKIN

första release:	2015	länk:	https://bitbucket.org/openskin/
senaste release:	2017	referens:	-
betalningsmodell:	öppen mjukvara	utvecklare:	The Royal Marsden, Storbritannien

OpenSkin är en mjukvara med öppen källkod (skriven i Python), utvecklad mellan 2015 och 2017 av sjukhusfysiker på The Royal Marsden i Storbritannien som en del av dosmonitoreringssystemet OpenREM. Mjukvaran är specifik till för uppskattning av absorberad huddos inom radiografi och radioskopi. Trots att det är en öppen mjukvara som inkluderar kod för ett användargränssnitt, krävs tyvärr omfattande konfiguration för att möjliggöra rutinmässigt användande. Till exempel har man valt att använda sig av exponeringsparametrar (input data) från OpenREM, istället för att direkt läsa in DICOM RDSR ("Radiation Dose Structured Report") data.

Den absorberade dosen till ett hudsegment bestäms enligt dosformalismen beskriven i ekvation (5), med användning av bakåtspridningsfaktorer och massenergiabsorptionskoefficientkvot från Ref. [18]. Vidare appliceras strålsparning ("raytracing") för projektion av strålfältet på ett enkelt matematiskt fantom motsvarande ett rätblock omslutet av två halvcylindrar vars storlek kan anpassas baserat på önskad kroppsstorlek. OpenSkin tar hänsyn till att strålningen attenueras i patientbordet, och kan hantera rotationsgeometrier inom radiografi och radioskopi (dvs CBCT applikationer). En begränsning i dosberäkningen är att kollimeringen alltid antas vara kvadratisk.

2.9 PCXMC

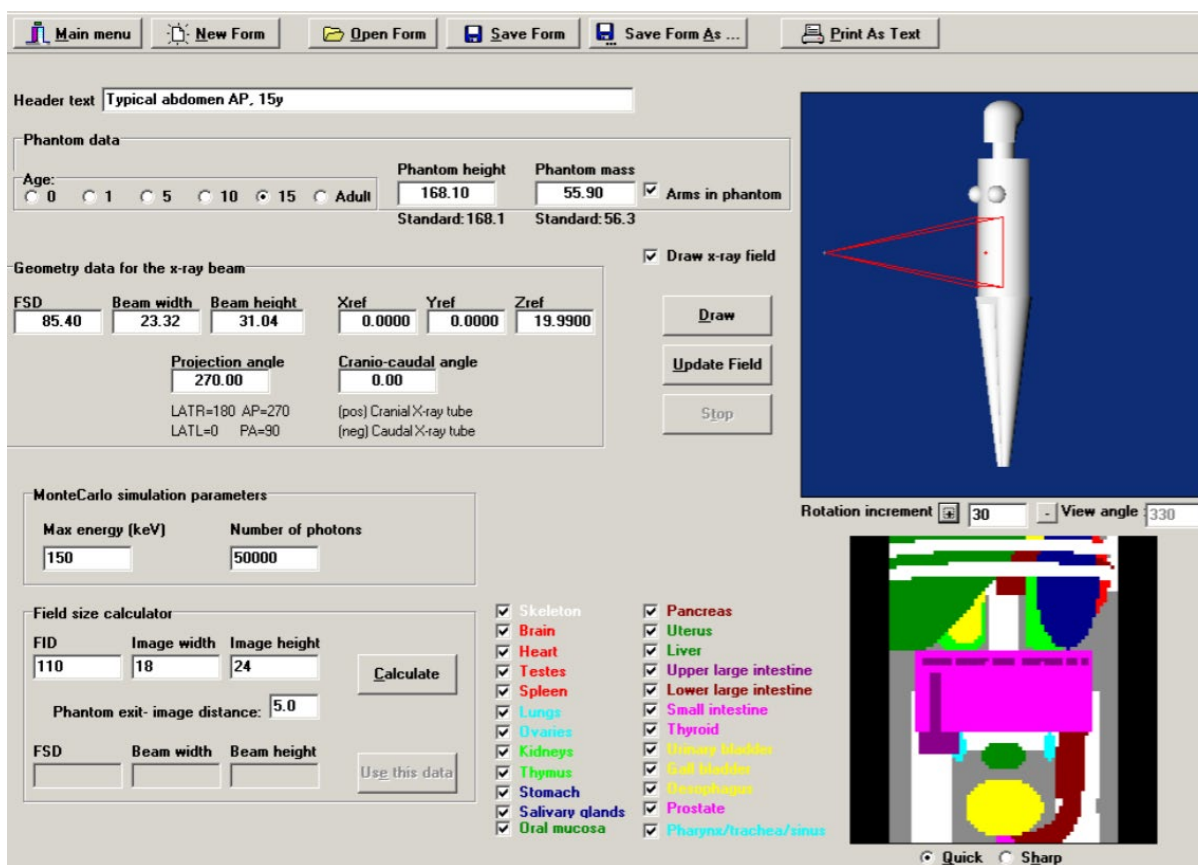
första release:	v 1.0 (1997)	länk:	https://www.stuk.fi/pcxmc
senaste release:	v 2.0 (2008)	referens:	Servomaa and Tapiovaara [63]
betalningsmodell:	engångskostnad	utvecklare:	STUK, Finland

Strålsäkerhetsmyndigheten i Finland, STUK, har utvecklat mjukvaran PCXMC ("a PC Program for X ray Monte Carlo") för bestämning av absorberad organdos och effektiv dos inom radiografi och radioskopi. Trots att PCXMC under många år har ansetts vara gyllene standard inom röntgendosimetri, har mjukvaran tyvärr inte hängt med i den utveckling som skett under det senaste decenniet. Senaste uppdateringen var år 2008.

Stråldosen beräknas baserat på en egenutvecklad Monte Carlo kod för transport av fotoner i matematiska fantom uppbyggda av en kombination av andragsdysitor. De referensfantom som

har implementerats är uppdaterade versioner av hermafrodit modellerna av vuxna och barn (av olika åldrar) utvecklade av Cristy och Eckerman [64] på Oak Ridge National Laboratory (ORNL). Man har vidare implementerat skalningsfunktioner för att anpassa referensfantom (med eller utan armar) baserat på den aktuella patients vikt och längd, vilket därmed resulterar i en *patientspecifik effektiv dos*. Bild på fantom samt användargränssnitt visas i figur 8.

I version 2.0 har man inkluderat ett excelblad som kan användas för att konfigurera en serie av beräkningar (batch-funktionalitet). Alternativt kan detta scriptas, så som beskrivet av Omar *et al.* [65]. Denna funktionalitet medför också att rotationsgeometrier inom radiografi och radioskopi (dvs CBCT applikationer) kan hanteras. Eftersom mjukvaran inte simulerar elektrontransport, har man inkluderat benvävnadsspecifika kerma-till-absorberad dos konversionsfaktorer för beräkning av absorberad dos till röd (aktiv) benmärg [8].



Figur 8. PCXMC utvecklat av Strålsäkerhetsmyndigheten i Finland, STUK.

2.10 PYSKINDOSE

första release:	2018	länk:	https://github.com/rvbCMTS/PySkinDose
senaste release:	2022	referens:	Hellström <i>et al.</i> [66]
betalningsmodell:	öppen mjukvara	utvecklare:	Region Västerbotten, Sverige

Region Västerbotten har utvecklat kodbiblioteket PySkinDose för uppskattning av absorberad dos till hud baserat på DICOM RDSR ("Radiation Dose Structured Report"). PySkinDose inkluderar några olika antropomorfiska fantom samt kod för visualisering av den beräknade dosfördelningen på fantomytan genom en strålsparningsalgoritm ("raytracing"). Tyvärr har man inte inkluderat ett grafiskt användargränssnitt, och det krävs en del programmering för att anpassa och konfigurera koden för ett specifikt röntgensystem.

Den absorberade dosen till ett hudsegment bestäms enligt dosformalismen beskriven i ekvation (5), med användning av bakåtspridningsfaktorer och massenergiabsorptionskoefficientkvot från Ref. [67]. PySkinDose tar också hänsyn till att strålningen attenueras i patientbordet. Tyvärr kan PySkinDose för närvarande inte hantera rotationsgeometrier (dvs CBCT applikationer).

2.11 VIRTUALDOSECT & VIRTUALDOSEIR

<u>VirtualDoseCT</u>			
första release:	2014	länk:	http://www.virtualphantoms.com/our-products/virtualdose/
senaste release:	-	referens:	Ding <i>et al.</i> [68]
betalningsmodell:	abonnemang	utvecklare:	Virtual Phantoms Inc, USA
<u>VirtualDoseIR</u>			
första release:	2017	länk:	http://www.virtualphantoms.com/our-products/virtualdoseir/
senaste release:	-	referens:	Huo <i>et al.</i> [69]
betalningsmodell:	abonnemang	utvecklare:	Virtual Phantoms Inc, USA

VirtualDoseCT (VDCT) och VirtualDoseIR (VDIR) är två olika SaaS ("Software as a Service") dosberäkningsmjukvaror med ett grafiskt användargränssnitt som kan användas genom valfri webbrowser. Dessa applikationer har också ett medföljande API ("Application Programming Interface") som kan användas för att skicka en serie av beräkningar (batch-funktionalitet). Mjukvarorna är baserade på samma avancerade familj av "non-uniform rational B-spline" (NURBS) fantom [59] som National Cancer Institute (NCI) har implementerat i sina respektive dosberäkningsmjukvaror (se avsnitt 2.7). Denna familj av fantom inkluderar ett antal modeller föreställandes en gravid kvinna med foster i olika utvecklingsstadiet. Det bör nämnas att Virtual Phantoms och NCI har varit anknutna i den forskning som har lett till utvecklandet av deras respektive mjukvaror. Skillnaden är att NCI är en amerikansk myndighet som tillhandahåller mjukvarorna gratis för forskning och icke vinstdrivande ändamål, medan Virtual Phantoms ett vinstdrivande företag.

VDCT är baserade på absorberad organdos koefficienter förberäknade genom Monte Carlo simulering (MCNPX [61]) av fototransporten för ett antal olika datortomografisystem. För system som inte explicit har simulerats, beräknas organdos med användning av en korrektionsfaktor som motsvarar förhållandet mellan uppmätt och simulerat Volym CT luftkerma index ($C_{K,vol}^{PMMMA}$) som funktion av rörspänning (kV) och kollimering. Notera att eftersom elektrontransporten inte har simulerats, har man bestämt den deponerade dosen i röd (aktiv) benmärg med användning av vävnadsspecifika kerma-till-absorberad dos konversionsfaktorer [8]. Vidare bör det nämnas att VDCT har diverse olika användbara funktionaliteter, så som generisk rörströmodulering längs rotationsaxeln.

VDIR är avsedd för radiografi- och radioskopiapplikationer, och implementerar likt mjukvaran VDCT absorberad organdos koefficienter förberäknade genom Monte Carlo simulering (MCNPX [61]) av fotontransporten för ett antal specifika bestrålningsgeometrier. Tyvärr innebär det att man endast kan välja ett begränsat antal strålfält (infallsvinklar och positioner längs kroppen) vid beräkning av den absorberade organdos. Detta tillvägagångssätt skiljer sig fundamentalt från andra liknande dosberäkningsmjukvaror, så som NCIRF (avsnitt 2.7) och PCXMC (avsnitt 2.9), som istället utför Monte Carlo-simuleringar i realtid. Den här begränsningen medför att vissa rotationsgeometrier (CBCT) inte kan hanteras med tillräckligt god noggrannhet. En fördel jämfört med nuvarande version av NCIRF är dock att det infallande röntgenspektrumet kan definieras fritt, baserat på rörspänning (kV) och rörfiltrering.

3 SLUTSATSER

Olika verktyg för beräkning av patientstråldos har utvärderat i den här rapporten. Baserat på den utvärderingen har vi kunnat dra slutsatser om vilka verktyg som anses vara mest lämpliga att implementera i rutinverksamhet. Dessa slutsatser är sammanställda i avsnitten nedan, som är dedikerade till specifika kategorier av stråldosberäkningar relevanta inom området röntgen.

3.1 RADIOGRAFI OCH RADIOSKOPI (RAD)

Baserat på den utvärdering som är sammanfattad i tabell 4, har vi dragit slutsatsen att man bör införskaffa den fristående mjukvaran **NCIRF**. Den är på många sätt lik VirtualDoseIR, men har tre fördelar: i) den är gratis för vårt användningsområde, ii) den stöds av en betydande organisation i National Cancer Institute (NCI), och iii) det finns ett användarforum som är till för att påverka den aktivt pågående utvecklingen. Det bör dock noteras att mjukvaran är helt ny (släppt 2021), och är därför något begränsad i vissa delar av sin funktionalitet. Av den anledningen är det därför rimligt att också fortsatt använda PCXMC, i alla fall fram till dess att NCIRF uppnår sådan funktionalitet att PCXMC, vars utveckling har avstannat, blir helt föråldrad.

Vidare rekommenderas att man initierar ett projekt för att jämföra NCIRF med PCXMC (inte minst med avseende på den stora skillnaden i fantommodeller). I skrivande stund saknas en utförlig validering av NCIRF, inklusive jämförelse med andra etablerade dosberäkningsverktyg, i den vetenskapliga litteraturen.

Tabell 4. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3 för verktyg som är lämpliga för uppskattning av den absorberade dosen till interna organ inom radiografi och radioskopi. Tabellen är sorterad från hög till låg poängsumma.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
NCIRF	4	5	4	4	4	4	25
VirtualDoseIR	5	3	5	5	4	3	25
PCXMC	3	5	5	4	4	1	22
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16
CALDoseX	5	1	4	0	3	2	-

3.2 DATORTOMOGRAFI (CT)

Baserat på den utvärdering som är sammanfattad i tabell 5, har vi dragit slutsatsen att man bör införskaffa den fristående mjukvaran **NCICT**. Den är på många sätt lik VirtualDoseCT, men har tre fördelar: i) den är gratis för vårt användningsområde, ii) den stöds av en betydande organisation i National Cancer Institute (NCI), och iii) det finns ett användarforum som är till för att påverka den aktivt pågående utvecklingen. Mjukvaran har funnit tillgänglig sedan 2014, men är under kontinuerlig utveckling. Det finns flera intressanta utvecklingar på gång för närvarande, som till exempel rörströmsmodulering för barn samt stråldosberäkningar för datortomografisystem med breda konformiga strålfält (CBCT).

Notera att trots att NCICT är lämpligt för majoriteten av rutinmässiga kliniska stråldosberäkningar, finns det vissa begränsningar kopplade till att mjukvaran (liksom nästan alla andra liknande mjukvaror) är baserad på förberäknade absorberad organdos konversionskoefficienter. Till exempel antas rotationsaxeln gå centralt genom patienten och attenuering i patientbordet är inget som tas hänsyn till. För de fall då sådana aspekter kan vara av intresse att inkludera [70], bör man vända sig till verktyg så som ImpactMC eller ett generellt Monte Carlo kodsysteem.

Tabell 5. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3 för verktyg som är lämpliga för uppskattning av den absorberade dosen till interna organ för datortomografisystem. Tabellen är sorterad från hög till låg poängsumma.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
NCICT	5	3	4	4	4	4	24
VirtualDoseCT	5	3	4	5	4	3	24
ImpactMC	4	5	4	2	4	1	20
ImpactDose	4	3	4	4	3	1	19
CT-EXPO	2	3	4	4	3	2	18
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16
CTDosimetry	1	3	3	4	3	1	15
CALDoseX	5	1	4	0	3	2	-

3.3 DATORTOMOGRAFI MED BREDA KONFORMIGA STRÅLFÄLT (CBCT)

Eftersom CBCT är en bildtagningsfunktionalitet som kan utföras både med projektionsradiografi- samt datortomografisystem, har vi valt att bedöma utvalda dosberäkningsverktyg avsedda för radiografi och radioskopi samt datortomografi. Baserat på utvärderingen som är sammanfattad i tabell 6, har vi dragit följande slutsatser:

- För projektionsradiografisystem som normalt saknar bowtie-filter kan man använda sig av mjukvaran **NCIRF** och dess "batch-funktionalitet" för att konfigurera en serie av dosberäkningar motsvarande de olika projektionerna i en CBCT rotationssekvens.
- För datortomografisystem som har bowtie-filter och kollimeringsinställningar som är större än ca. 40 mm, kan man använda sig av **NCICT**, givet att det aktuella systemet och den breda kollimeringen är valbara alternativ i mjukvaran. Dock är en förutsättning att man är medveten om ifall det stråldosindex som ingår i dosberäkningen avser breda strålfält (se ekvation 14a och 14b).
- För mer komplicerade fall, så som datortomografisystem som inte täcks in av NCICT eller projektionsradiografisystem med bowtie-filter, kan man använda sig av **ImpactMC** eller ett generellt Monte Carlo kodsysteem. Då kan man i detalj simulera bowtie-filtret samt mer avancerade geometrier, så som asymmetrisk strålfältskollimering ("*half-fan*"-geometri).

Med avseende den sista punkten, rekommenderar vi att man initierar ett projekt för att konfigurera mjukvaran ImpactMC (eller något av de generella Monte Carlo kodsysteem som vi har tillgång till) för CBCT patientstråldosuppskattning. Detta eftersom vi på Röntgenfysik för närvarande inte har något lämpligt stråldosberäkningsverktyg för CBCT system som använder sig av asymmetrisk strålfältskollimering (till exempel Medtronic O-arm för neurokirurgi och röntgensystem som är del av bildstyrd strålterapi behandling).

Tabell 6. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3 för verktyg som är lämpliga för uppskattning av den absorberade dosen till interna organ för CBCT applikationer. Tabellen är sorterad från hög till låg poängsumma.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
NCIRF	4	5	4	4	4	4	25
NCICT	5	3	4	4	4	4	24
VirtualDoseCT	5	3	4	5	4	3	24
PCXMC	3	5	5	4	4	1	22
ImpactMC	4	5	4	2	4	1	20
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16

3.4 HUDDOS

För uppskattning av den maximala absorberade dosen till ett hudsegment, har vi valt att främst fokusera på tillgängliga öppna mjukvaror. Detta eftersom de flesta mjukvarorna som finns på marknaden antingen är knutna till specifika dosmonitoreringssystem (till exempel DoseTrack) eller till specifika leverantörer av röntgensystem. En omfattande genomgång av samtliga mjukvaror som finns på marknaden kan läsas i Ref. [71]. Därmed, baserat på den utvärdering som är sammanfattad i tabell 7, har vi dragit slutsatsen att man bör införskaffa den öppna mjukvaran **PySkinDose**. Eftersom det är ett kodbibliotek snarare än en fristående mjukvara med lämpligt användargränssnitt, rekommenderar vi att man initierar ett installationsprojekt med målet att konfigurera PySkinDose för relevanta röntgensystem.

Vidare rekommenderas att man initierar ett projekt för utförlig validering av PySkinDose, inklusive eventuell jämförelse med OpenSkin, då detta saknas i den vetenskapliga litteraturen.

Tabell 7. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3 för verktyg som är lämpliga för uppskattning av den absorberade dosen till hud inom interventionell radiologi. Tabellen är sorterad från hög till låg poängsumma.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
PySkinDose	4	5	3	2	2	3	19
OpenSkin	2	4	3	4	2	1	16
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16

3.5 FOSTERDOS

Baserat på den utvärdering som är sammanfattad i tabell 8, har vi dragit slutsatsen att man bör införskaffa de två fristående mjukvarorna **NCICT** och **NCIRF**. Dessa mjukvaror är mycket lika VirtualDoseCt och VirtualDoseIR, men har tre fördelar: i) de är gratis för vårt användningsområde, ii) de stöds av en betydande organisation i National Cancer Institute (NCI), och iii) det finns ett användarforum som är till för att påverka den aktivt pågående utvecklingen. Det är dock viktigt att man är uppmärksam på att i skrivande stund har NCIRF ännu inte inkluderat fantom föreställandes gravid kvinna med foster i olika utvecklingsstadier, så som är planerat till en kommande uppdatering. Fram till dess kan man använda sig av andra mjukvaror, som till exempel CODE eller PCXMC med absorberad dos till livmodern som substitut för fosterdosen (som rekommenderat av ICRP [12]).

Tabell 8. Sammanfattning av den utvärdering som utförts enligt kriterier givna i tabell 3 för verktyg som är lämpliga för uppskattning av den absorberade dosen till foster. Tabellen är sorterad från hög till låg poängsumma.

Mjukvara	Fantom	Geometri	Dosimetri	Gränssnitt	Funktioner	Utveckling	Summa
NCIRF	4	5	4	4	4	4	25
VirtualDoseIR	5	3	5	5	4	3	25
NCICT	5	3	4	4	4	4	24
NCIRF	5	3	4	5	4	3	24
ImpactMC	4	5	4	2	4	1	20
CODE	3	2	3	5	3	1	17
DoseTrack	5	1	2	2	4	2	16

4 REKOMMENDATION TILL LEDNINGSGRUPPEN (LG)

De primära slutsatserna kan sammanfattas i följande rekommendationer:

- I. NCICT och NCIRF (avsnitt 2.7) bör införskaffas tillsammans med en familj av fler än 350 voxeliserade fantom från National Cancer Institute (NCI), USA.
- II. Ett projekt för konfiguration av det öppna kodbiblioteket PySkinDose (avsnitt 2.10) bör initieras.

De sekundära slutsatserna kan sammanfattas i att följande projekt föreslås:

- I. Utförlig validering av NCIRF, inklusive jämförelse med etablerade mjukvaror som PCXMC (avsnitt 2.6), då detta saknas i den vetenskapliga litteraturen.
- II. Konfiguration av ImpactMC (avsnitt 2.6) eller ett generellt Monte Carlo kodsystäm så att det enkelt kan användas för CBCT stråldosberäkningar. Detta eftersom vi för närvarande inte har något lämpligt verktyg för CBCT system med asymmetrisk strålfältskollimering (så kallad "half-fan" geometri).
- III. Utförlig validering av PySkinDose, då detta saknas i den vetenskapliga litteraturen.

REFERENSER

- [1] European Commission 2014, European Guidelines on Medical Physics Expert, Radiation Protection Report No. 174
- [2] ICRU 2005, Patient Dosimetry for X Rays Used in Medical Imaging, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD (ICRU Report 74)
- [3] Alm-Carlsson G, Dance D R, DeWerd L, Kramer H, Ng K, Pernicka F and Ortiz-Lopez P 2009, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice (Technical Reports Series vol 457) (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- [4] AAPM 2019, Report of AAPM Task Group 246: Estimating Patient Organ Dose with Computed Tomography: A Review of Present Methodology and Required DICOM Information (City Park, MD: American Association of Physicists in Medicine)
- [5] International Electrotechnical Commission 2010, Medical Electrical Equipment. Part 2-43: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for interventional procedures, IEC publication No. 60601-2-43. Ed. 2.2 (Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission)
- [6] International Electrotechnical Commission 2009, Medical Electrical Equipment. Part 2-44: Particular requirements for the safety of x-ray equipment for computed tomography, IEC publication No. 60601-2-44. Ed. 3.1 (Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission)
- [7] Poludniowski G, Omar A, Bujila R, and Andreo P 2021, Spekpy v2.0: a software toolkit for modelling x-ray tube spectra, Med. Phys. 48 3630–3637
- [8] Lee C, Lee C, Shah A P and Bolch W E 2006, An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources, Phys. Med. Biol. 51 5391
- [9] Dewerd, L A 2014, *The phantoms of medical and health physics*, Berlin: Springer
- [10] Xu X G 2014, An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history, Phys. Med. Biol. 59 R233–302
- [11] ICRP 2020, Paediatric Computational Reference Phantoms, ICRP Publication 143, Ann. ICRP 49(1)
- [12] ICRP 2000, Pregnancy and Medical Radiation, ICRP Publication 84, Ann. ICRP 30(1)
- [13] ICRP 2009, Adult Reference Computational Phantoms, ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39(2)
- [14] Martin C J, Harrison J D, and Rehani M M 2020, Effective dose from radiation exposure in medicine: past, present, and future, Phys. Medica, 79 87-92
- [15] ICRP 2021, Use of dose quantities in radiological protection, ICRP Publication 147, Ann. ICRP 50(1)
- [16] National Research Council 2006, *Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation: BEIR VII phase 2*, Washington, DC: The National Academies Press
- [17] ICRU 2011, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation (Revised), Bethesda, MD (ICRU Report 85)

- [18] Benmakhlouf H, Bouchard H, Fransson A, and Andreo P 2011, Backscatter factors and mass energy-absorption coefficient ratios for diagnostic radiology dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 56 7179–7204
- [19] Omar A, Benmakhlouf H, Marteinsdottir M, Bujila R, Nowik P, and Andreo P 2014, Monte Carlo investigation of backscatter factors for skin dose determination in interventional neuroradiology procedures, *Proceedings in Medical Imaging 2014: Physics of Medical Imaging* (Vol. 9033, p. 90331T). International Society for Optics and Photonics
- [20] Andreo P 2019, Data for the dosimetry of low-and medium-energy kV x rays, *Phys. Med. Biol.* 64 205019.
- [21] Shope T, Gagne R, and Johnson G 1981, A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography, *Med. Phys.* 8 488–495
- [22] AAPM 2011, Report of AAPM Task Group 204: Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations (City Park, MD: American Association of Physicists in Medicine)
- [23] AAPM 2019, Report of AAPM Task Group 293: Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT (City Park, MD: American Association of Physicists in Medicine)
- [24] Mori S, Endo M, Nishizawa K, Tsunoo T, Aoyama T, Fujiwara H, and Murase K. 2005, Enlarged longitudinal dose profiles in cone-beam CT and the need for modified dosimetry, *Med. Phys.* 32 1061–1069
- [25] Boone J M 2007, The trouble with CTDI100, *Med. Phys.* 34 1364–1371
- [26] IAEA 2011, Status of computed tomography dosimetry for wide cone beam scanners, *Human Health Reports No. 5* (Vienna: International Atomic Energy Agency)
- [27] Dixon R L, and Ballad A C 2007, Experimental validation of a versatile system of CT dosimetry using a conventional ion chamber: Beyond CTDI100, *Med. Phys.* 34 3399–3413
- [28] AAPM 2010, Report of AAPM Task Group 111: Comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in x-ray computed tomography. A new measurement paradigm based on a unified theory for axial, helical, fan-beam, and cone-beam scanning with or without longitudinal translation of the patient table (City Park, MD: American Association of Physicists in Medicine)
- [29] Dixon R L 2003, A new look at CT dose measurement: beyond CTDI, *Med. Phys.* 30 1272–1280
- [30] AAPM 2010, Report of AAPM Task Group 200: The Design and Use of the ICRU/AAPM CT Radiation Dosimetry Phantom: An Implementation of AAPM Report 111 (City Park, MD: American Association of Physicists in Medicine)
- [31] de Las Heras Gala H, Torresin A, Dasu A, Rampado O, Delis H, Girón I H, Theodorakou C, Andersson J, Holroyd J, Nilsson M, *et al.* 2017, Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report), *Phys. Medica* 39 67-72
- [32] ICRP 1987, Statement from the 1987 Como Meeting of the ICRP, ICRP Publication 52, *Ann. ICRP* 17(4)
- [33] Karlsson M, Nygren K, Wickman G, and Hettlinger G 1976, *Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol.* 15 252–258.
- [34] Dance D R, Skinner C L, Young K C, Beckett J R, and Kotre C J 2000, Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, *Phys. Med. Biol.* 45 3225–3240
- [35] European Commission 2013, *European Guidelines for Quality Assurance in Breast Cancer Screening and Diagnosis 4th Edition Supplements*
- [36] Dance D R 1990, Monte Carlo calculation of conversion factors for the estimation of mean glandular breast dose, *Phys. Med. Biol.* 35 1211–9
- [37] Wu X, Barnes G T, and Tucker D M 1991, Spectral dependence of glandular tissue dose in screen-film mammography, *Radiology* 179 143–148
- [38] Wu X, Gingold E L, Barnes G T, and Tucker D M 1994, Normalized average glandular dose in molybdenum target-rhodium filter and rhodium target-rhodium filter mammography, *Radiology* 193 83–89
- [39] Boone J M 1999, Glandular breast dose for monoenergetic and high-energy X-ray beams: Monte Carlo assessment, *Radiology* 213 23–37
- [40] Hammerstein G R, Miller D W, White D R, Masterson M E, Woodard H Q, and Laughlin J S 1979 *Radiology* 130 485–91
- [41] Sechopoulos I, Suryanarayanan S, Vedantham S, D'Orsi C, and Karellas A 2007, Computation of the glandular radiation dose in digital tomosynthesis of the breast, *Med. Phys.* 34 221–232

- [42] Dance D R, Young K C, and van Engen R E 2011, Estimation of mean glandular dose for breast tomosynthesis: factors for use with the UK, European and IAEA breast dosimetry protocols, *Phys. Med. Biol.* 56 453–71
- [43] Dance D R, and Sechopoulos I 2016, Dosimetry in x-ray-based breast imaging, *Phys. Med. Biol.* 61 R271–R304
- [44] International Electrotechnical Commission 2011, Medical electrical equipment. Part 2-45: Particular requirements for the basic safety and essential performance of mammographic X-ray equipment and mammographic stereotactic devices, IEC publication No. 60601-2-45. Ed. 3.0 (Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission)
- [45] Kramer R, Khoury H J, and Vieira J W 2008, CALDose_X—a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology, *Phys. Med. Biol.* 53 6437–6459
- [46] Kawrakow I, Rogers D W O, Mainegra-Hing E, Tessier F, Townson R W, and Walters B R B 2000, *EGSnrc toolkit for Monte Carlo simulation of ionizing radiation transport*, (doi:10.4224/40001303)
- [47] Damilakis J, Perisinakis K, Tzedakis A, Papadakis A E, and Karantanas A 2010, Radiation dose to the conceptus from multidetector CT during early gestation: a method that allows for variations in maternal body size and conceptus position, *Radiology* 257 483–489
- [48] Hendricks J S 1996, MCNP4B verification and validation (*Report No. LA-13181*), Los Alamos National Lab., NM (United States)
- [49] Jones D 1993, Normalised organ doses for X-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques (*Report NRPB-SR250*), National Radiological Protection Board (United Kingdom)
- [50] Kramer R, Zankl M, Williams G, and Drexler G 1982, The calculation of dose from external photon exposures using reference human phantoms and Monte Carlo methods: Part I, GSF-Bericht S-885.
- [51] Stamm G, and Nagel H D 2002, CT-expo—a novel program for dose evaluation in CT. *RoFo: Fortschritte auf dem Gebiete der Rontgenstrahlen und der Nuklearmedizin*, 174 1570–1576
- [52] Zankl M, Panzer W, and Drexler G 1991, The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VI: Organ Doses From Computed Tomographic Examinations, *Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH*, Neuherberg
- [53] Zankl M, Panzer W, and Drexler G 1993, Tomographic Anthropomorphic Models, Part II: Organ Doses From Computed Tomographic Examinations in Paediatric Radiology, *Gesellschaft für Strahlen und Umweltforschung mbH*, Neuherberg
- [54] Fisher H L J, and Snyder W S 1966, Health Physics Division Annual Progress Report for Period Ending, Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory. Variation of dose delivered by ¹³⁷Cs as a function of body size from infancy to adulthood (*Report ORNL-4007*), 221–228
- [55] Fisher H L J, and Snyder W S 1967, Health Physics Division Annual Progress report for Period Ending, Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, Distribution of dose in the body from a source of gamma rays distributed uniformly in an organ (*Report ORNL-4168*)
- [56] Kalender W A, Schmidt B, Zankl M, and Schmidt M 1999, A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography, *Eur. Radiol.* 9 555–562
- [57] Schmidt B, and Kalender W A 2002, A fast voxel-based Monte Carlo method for scanner-and patient-specific dose calculations in computed tomography, *Phys. Medica* 18 43–53
- [58] Lee C, Kim K P, Bolch W E, Moroz B E, and Folio L 2015, NCICT: a computational solution to estimate organ doses for pediatric and adult patients undergoing CT scans, *J. Radiol. Prot.* 35 891–909
- [59] Lee C, Lodwick D, Hurtado J, Pafundi D, Williams J L, and Bolch W E 2010, The UF family of reference hybrid phantoms for computational radiation dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 55 339–363
- [60] Lee C, Kim K P, Long D, Fisher R, Tien C, Simon S L, Bouville A, and Bolch W E 2011, Organ doses for reference adult male and female undergoing computed tomography estimated by Monte Carlo simulations, *Med. Phys.* 38 1196–1206
- [61] Pelowitz D B 2008, MCNPX user's manual, version 2.6.0. LANL Report LA-CP-07-1473, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM
- [62] Agostinelli S, Allison J, Amako K, Apostolakis J, Araujo H, Arce P, Asai M, Axen D, Banerjee D, Barrand G, *et al.* 2003, Geant4—a simulation toolkit, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 506 250–303
- [63] Servomaa A, and Tapiovaara M 1998, Organ dose calculation in medical x ray examinations by the program PCXMC, *Radiat. Prot. Dosim.* 80 213–219
- [64] Cristy M, and Eckerman K 1987, Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photon sources. I. Methods. Report/TM-8381/V1 Oak Ridge: Oak Ridge National Laboratory

- [65] Omar A, Bujila R, Fransson A, Andreo P, and Poludniowski G 2016, A framework for organ dose estimation in x-ray angiography and interventional radiology based on dose-related data in DICOM structured reports, *Phys. Med. Biol.* 61 3063–3083
- [66] Hellström M, Granberg C, Lundman J, Riklund K A, and Andersson J S 2020, Introducing PySkinDose, a novel framework for patient peak skin dose estimation in interventional radiology, *European Congress of Radiology-EuroSafe Imaging*
- [67] Benmakhlouf H, Fransson A, and Andreo P 2012, Influence of phantom thickness and material on the backscatter factors for diagnostic x-ray beam dosimetry, *Phys. Med. Biol.* 58 247–260
- [68] Ding A, Gao Y, Liu H, Caracappa P F, Long D J, Bolch W E, Liu B, and Xu X G 2015, VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. *Phys. Med. Biol.* 60 5601–5625
- [69] Huo W, Pi Y, Feng M, Qi Y, Gao Y, Caracappa P F, Chen Z, and Xu X G 2019, VirtualDose-IR: a cloud-based software for reporting organ doses in interventional radiology, *Phys. Med. Biol.* 64 095012
- [70] Nowik P, Bujila R, Kull L, Andersson J, and Poludniowski G 2017, The dosimetric impact of including the patient table in CT dose estimates, *Phys. Med. Biol.* 62 N538
- [71] Malchair F, Dabin J, Deleu M, Merce M S, Bjelac O C, Gallagher A, and Maccia C 2020, Review of skin dose calculation software in interventional cardiology. *Phys. Medica*, 80 75–83