Patientendosimetrie bei Interventionen

Dieter Gosch

Klinik und Poliklinik für Diagnostische
und Interventionelle Radiologie
Universität Leipzig

Gliederung

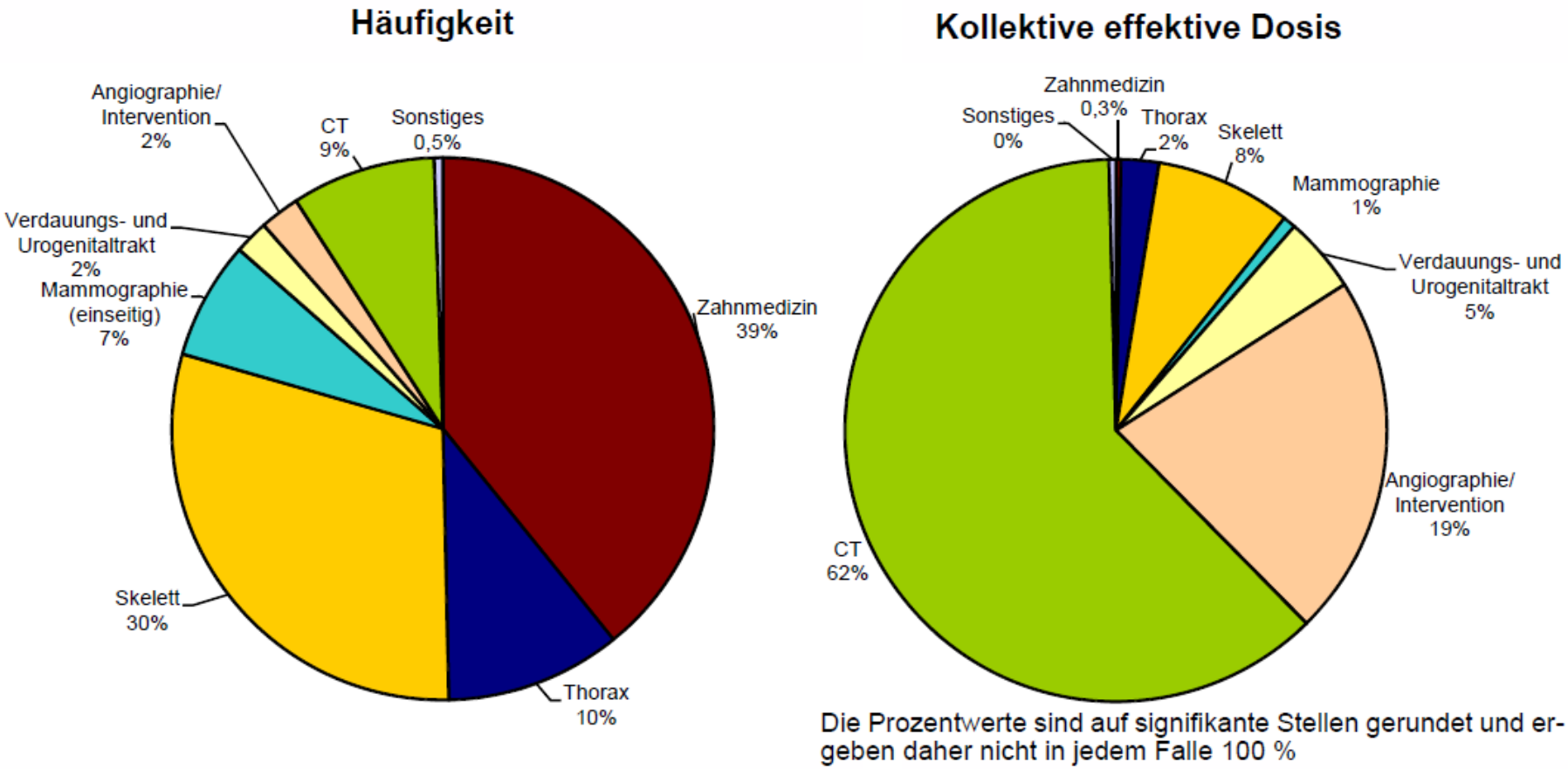
1) **Warum ist die Patientendosimetrie notwendig ?**
   - relativ hohe Strahlenexposition
   - hohes stochastisches Strahlenrisiko
   - mögliche deterministische Strahlenschäden (Haut)

2) **Welche Dosisgrößen sind geeignet ?**
   - Dosisflächenprodukt
   - Einfall-/Oberflächendosis
   - Hautdosis, effektive Dosis

3) **Wie wird die Patientendosimetrie durchgeführt ?**
   - CAREmonitor
   - Dose Map
   - Dose Tracking System

Strahlenexposition durch Interventionen

Prozentualer Anteil der verschiedenen Untersuchungsarten an der Gesamthäufigkeit und an der kollektiven effektiven Dosis in Deutschland für das Jahr 2012



Quelle: Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 2013, Drucksache 18/**5565,** 13.07.2015

Strahlenschaden nach Interventionen

Quelle: ***Radiology.*** 254:326-341(2010)

Dosisflächenprodukt

- Erstes Messgerät weltweit 1959 von PTW Freiburg
- Messung an allen Röntgengeräten in Deutschland gesetzlich gefordert
- Messgröße für Diagnostische Referenzwerte

Quelle: http://www.ptw.de/ptw_diamentor.html

Dosisflächenprodukt

$$P_F = \int_E K_a \, dA$$

- Flächenintegral der Luftkerma K_A über eine Schnittebene E durch das Strahlenfeld (DIN 6809-3:2012-09)
- Ist unabhängig vom Abstand Fokus-Patient
- Gemessen mit Ionisations-Flachkammer am Strahler-Austrittsfenster (nach Blende) oder berechnet aus Expositionsparametern und Blendenöffnung

Dosisflächenprodukt: Eigenschaften

- Maß für die gesamte durch die Blendenöffnung ausgetretene Strahlenenergie
- Entscheidender Faktor für die im Körper absorbierte Strahlenenergie
- Nachteile: Kein direkter Bezug zu stochastischem Strahlenrisiko (Untersuchungsregion, Projektionsrichtung, kV, Filterung, Feldgröße) und zur Hautdosis (große Dosis und kleines Strahlenfeld oder kleine Dosis und großes Strahlenfeld)

Effektive Dosis E

$$E = \sum_{T} w_T \cdot H_T$$

Einheit: Sv

H_T **- Organdosen**

w_T **- Gewebewichtungsfaktoren**

berücksichtigen unterschiedliche Beiträge einzelner Organe und Gewebe zum gesamten stochastischen Strahlenrisiko

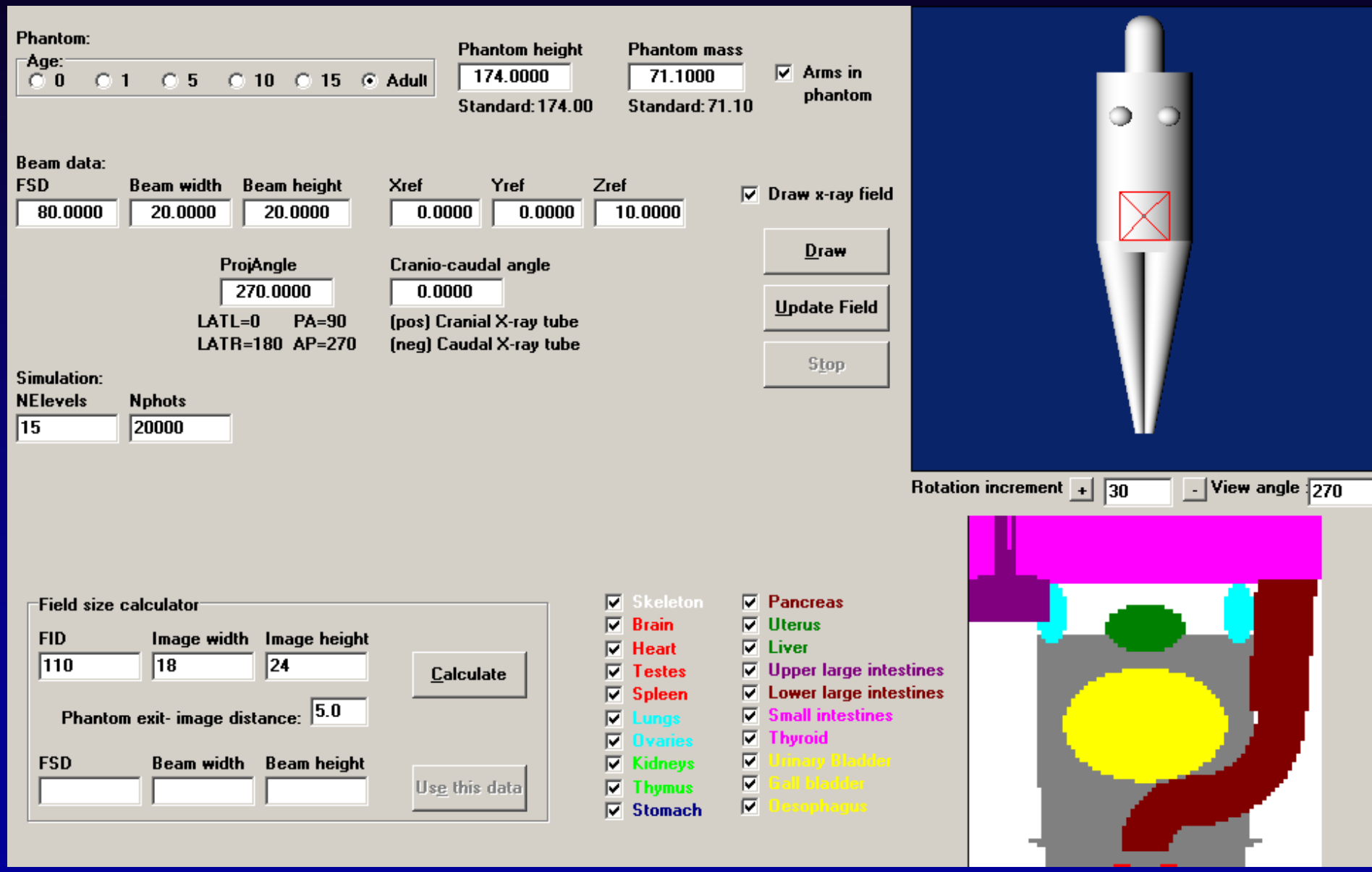
Gewebewichtungsfaktoren w_T

Organe oder Gewebe	Gewebewichtungsfaktoren	
	Nach ICRP 60	Nach ICRP 103
Keimdrüsen	0.20	0.08
Rotes Knochenmark	0.12	0.12
Dickdarm	0.12	0.12
Lunge	0.12	0.12
Magen	0.12	0.12
Blase	0.05	0.04
Brust	0.05	0.12
Leber	0.05	0.04
Speiseröhre	0.05	0.04
Schilddrüse	0.05	0.04
Haut	0.01	0.01
Knochenoberfläche	0.01	0.01
Andere Gewebe/Organe	0.05	0.12

Effektive Dosis

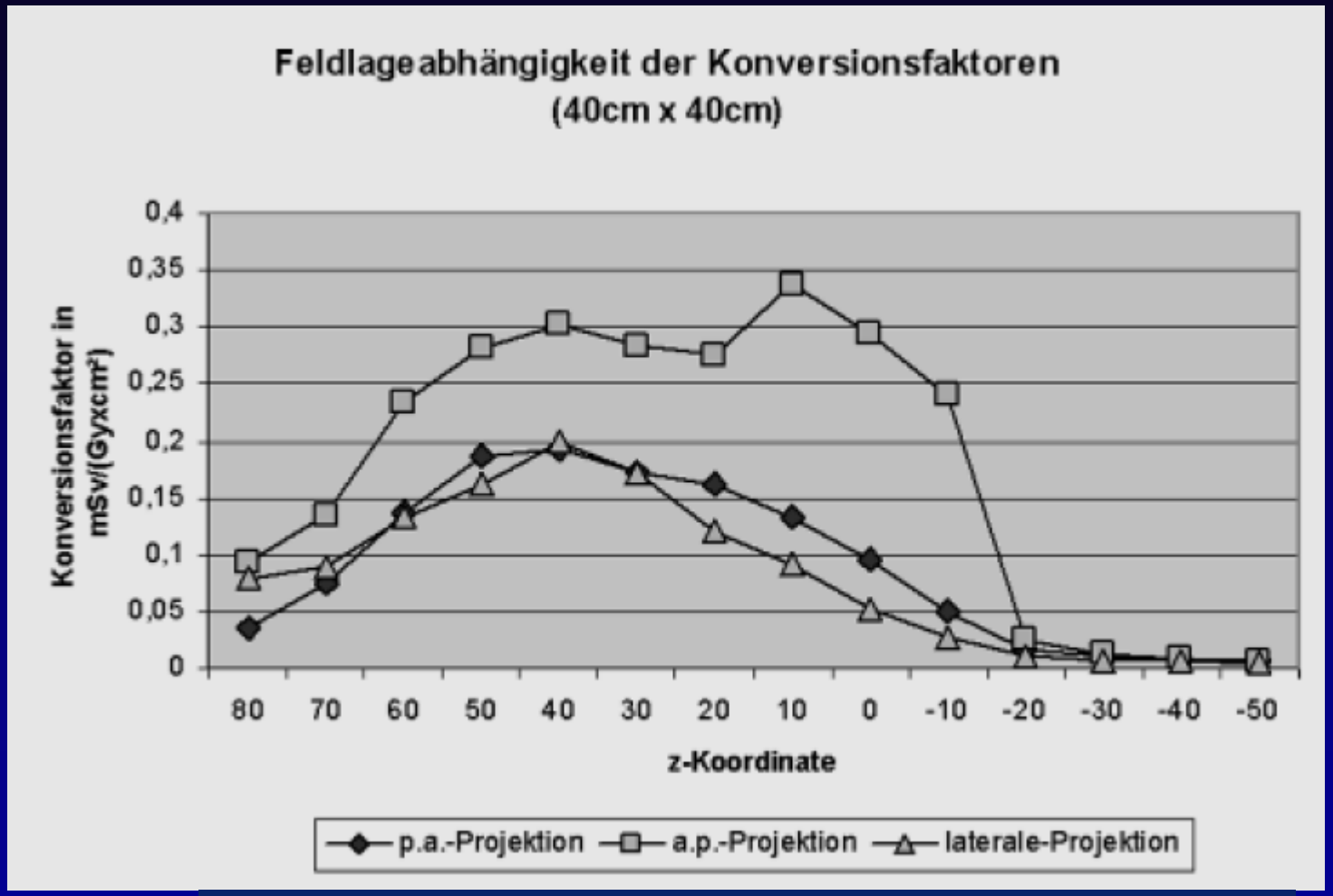
- Von der International Commission on Radiation Protection (ICRP) 1975 vorgeschlagen (Effektive Äquivalentdosis), seit 1990 Effektive Dosis
- Risikomaß für stochastische Strahlenschäden
- Ursprünglich als Dosisgrenzwert für berufliche Strahlenexposition konzipiert
- Eignet sich gut zum Vergleich der Strahlenexposition der Patienten in der Röntgendiagnostik
- Kann aus Dosisflächenprodukt berechnet werden
- Bei komplexen Durchleuchtungsuntersuchungen mit häufig wechselnder Strahlenfeldgröße und –lage und variierenden kV- und Filterwerten ist die Bestimmung aufwändig.

Berechnung der Effektiven Dosis mit PCXMC



Quelle: STUK-A139, Finnland, 1997

Effektive Dosis



Fortschr Röntgenstr 2007; 179: 1035 – 1042

Effektive Dosis

Röhrenspannung in kV	Kupferzusatzfilterung in mm					
	0	0,1	0,2	0,3	0,6	0,9
60	0,102	0,137	0,161	0,179	0,216	0,238
70	0,130	0,172	0,202	0,223	0,266	0,291
80	0,159	0,206	0,238	0,261	0,304	0,328
90	0,184	0,233	0,265	0,288	0,329	0,351
100	0,206	0,255	0,286	0,308	0,346	0,366
110	0,225	0,273	0,302	0,323	0,358	0,377

Fortschr Röntgenstr 2007; 179: 1035 – 1042

Effektive Dosis pro Dosisflächenprodukt für verschiedene Zusatzfilterungen bei Abdomenuntersuchungen p.a. (4mm Al Gesamtfilterung, 40cm x 40cm Bildwandlerformat)

Beispiel: DFP = 10.000 cGy x cm² ; 80 kV; 0,1mm Cu

E = 100 Gy x cm² x 0,2 mSv/ Gy x cm² = 20 mSv

Strahlenschäden der Haut

- Oberhalb von 2 Gy Hautdosis sind deterministische Strahlenschäden möglich
- Die Schwere des Hautschadens steigt mit der Dosis an.
- Bei Dosen oberhalb 10 Gy ist eine spezielle Wundversorgung notwendig.
- Erkennbare Hautschäden treten etwa 1 Monat nach Exposition von mehreren Gy auf.

Quelle: ***Radiology.*** 254:326-341(2010)

Strahlenschäden der Haut

6 – 8 Wochen | 16 – 21 Wochen | 18 – 21 Monate

Quelle: Radiology. 254:326-341(2010)

Durchleuchtungszeit

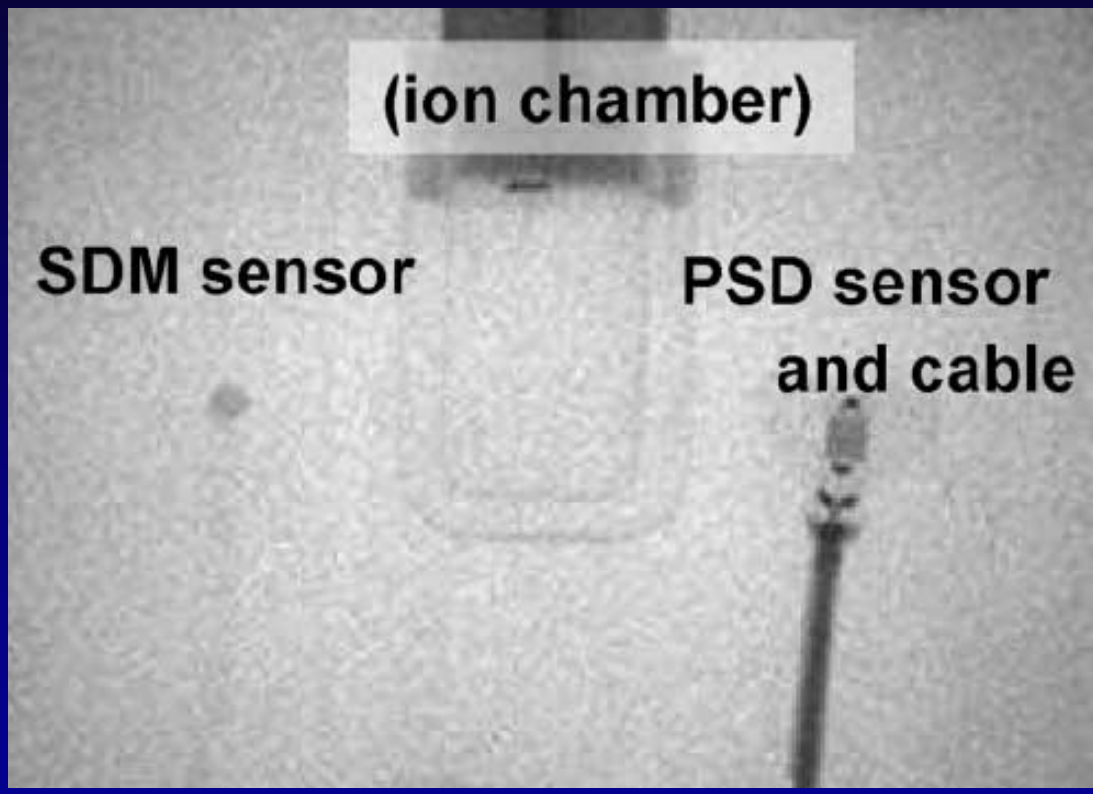
- Wird an allen Durchleuchtungsgeräten gemessen
- Warnsignal nach 5 Minuten
- Korreliert schlecht mit Hautdosis
  (Dosisleistung, Strahlenfeldgröße, räumliche Dosisverteilung, Dosisanteil aus Aufnahmen etc. wird nicht berücksichtigt)

Oberflächendosis

- „Luftkerma auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort des Strahleneintritts in den Patienten einschließlich der Rückstreubeiträge aus dem Patienten“ (**DIN 6809-3:2012-09)**
- Messung z.B. mit Spezialdosimetern, TLD und Film möglich
- Für die routinemäßige Patientendosimetrie aber ungeeignet

Oberflächendosismessung

- Dosimeter bei variablen Strahlenfeldlagen sehr schwierig zu positionieren
- Störende Abbildung im Röntgenbild
- realtime Dosisanzeige



SDM: Skin Dose Monitor (Mc Mahon Medical, San Diego, USA)
PSD: Patient Skin Dosimeter (Unfors Instruments, Billdal, Schweden)

Quelle: Acta Radiologica, 50:5, 474-481

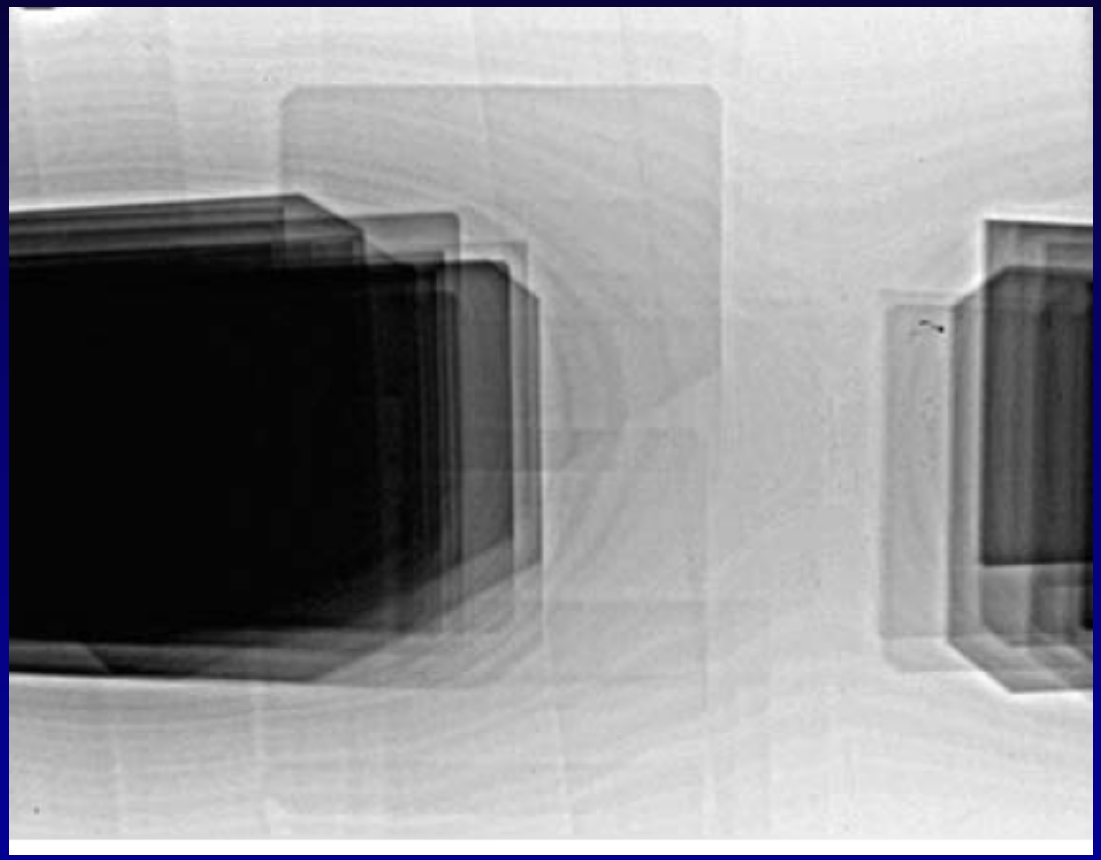
Oberflächendosis (TLD)

- Dosisverteilung mittels TLD-Array
- Hoher Meßaufwand
- Keine realtime Dosisanzeige

Quelle: Pediatr Radiol (2006) 36 (Suppl 2): 136–140

Oberflächendosismessung (Film)

- Dosisverteilung mittels Film
- Hoher Meßaufwand
- Keine realtime Dosisanzeige



Quelle: Pediatr Radiol (2006) 36 (Suppl 2): 136–140

Einfalldosis

„Luftkerma auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort des Strahleneintritts in den Patienten ohne Rückstreubeiträge aus dem Patienten“ (**DIN 6809-3:2012-09)**

Die Einfalldosis kann bestimmt werden durch:

- Messung mit röhrennaher Ionisationskammer
- Berechnung aus Expositionsparametern
- Berechnung aus dem Dosisflächenprodukt und der Strahlenfeldgröße

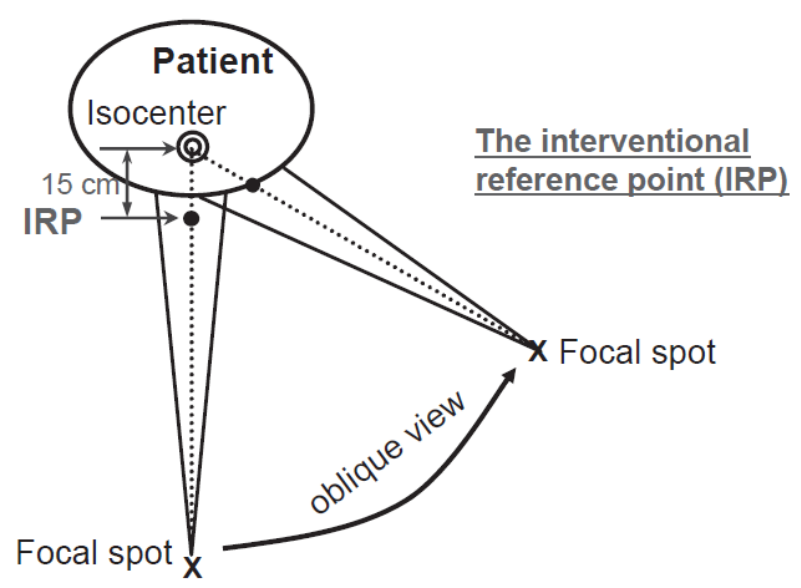
Unterschied Einfalldosis - Oberflächendosis

- Die Oberflächendosis ist wegen der Rückstreuung größer als die Einfalldosis.
- Durch Multiplikation mit dem Rückstreufaktor kann aus der Einfalldosis die Oberflächendosis berechnet werden.
- Der Rückstreufaktor ist abhängig von der Strahlenqualität (kV, Filterung) und dem Strahlenfeld.
- Er liegt z.B. für Wasser zwischen 1,32 (70kV, 3 mm AL, 10cm x 10cm) und 1,48 (120kV, 3 mmAl, 25cm x 25cm).

(Quelle: **DIN 6809-3:2012-09)**

Einfalldosis

- Einfalldosis hängt quadratisch vom Abstand Fokus - Patient ab
- Als Bezugspunkt für die Einfalldosis wird häufig der Interventional Reference Point (IRP) verwendet
- Tischhöhe und C-Bogen-Angulation werden nicht berücksichtigt
- Bei Untertischstrahlern wird die Schwächung durch Tischplatte, Patientenauflage etc. ebenfalls nicht korrigiert

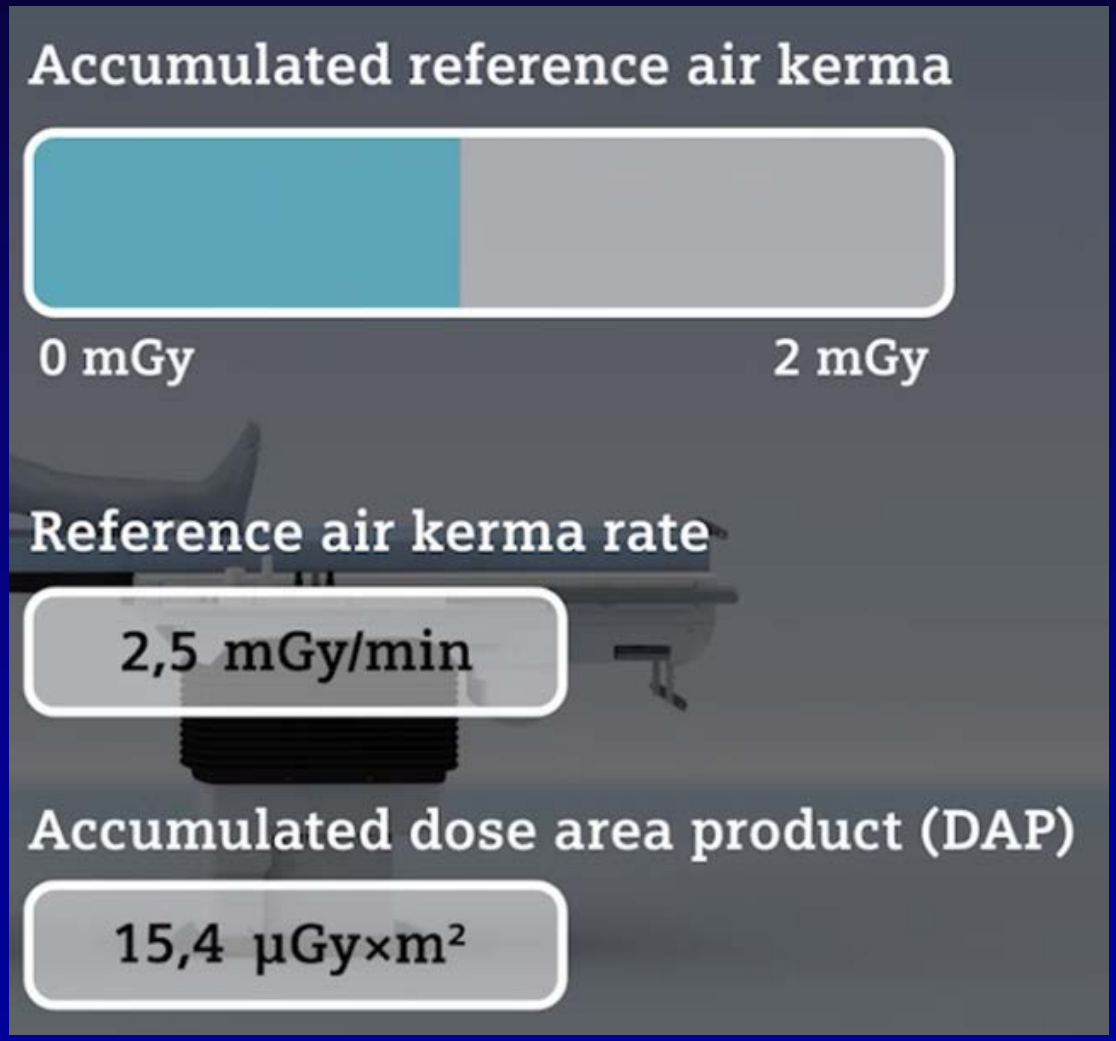


Quelle: Acta Radiologica, 50:5, 474-481

Kumulative Einfalldosis

- reference air kerma
- reference dose
- cumulative dose
- cumulative dose at a reference point

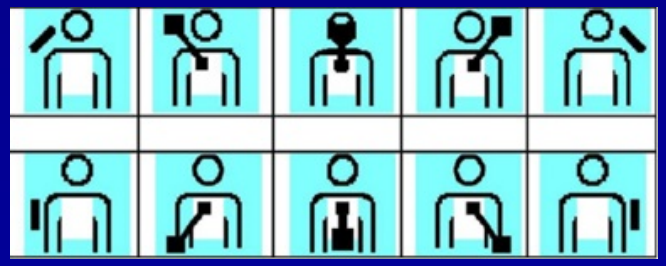
CAREwatch



Quelle: http://www.healthcare.siemens.de/angio/innovations-technologies/care-clear/dose-reduction

Kumulative Einfalldosis

- Für Untersuchungen im Thoraxbereich wird die Patientenoberfläche als eine Kugel mit einem Durchmesser von 30cm simuliert und entsprechend des Projektionswinkels in 10 Körperzonen unterteilt.
- Die Balkengrafik gibt die aktuelle Dosis für die Körperzone an (je Balken 10% vom eingestellten Grenzwert, meist 2Gy)
- Die Zeit neben der Balkengraphik gibt an, wie lange mit der momentanen DL-Stufe bis zum Erreichen des Grenzwertes gestrahlt werden kann
- K ist die kumulative Einfalldosis



Quelle: Philips

Hautdosisberechnung

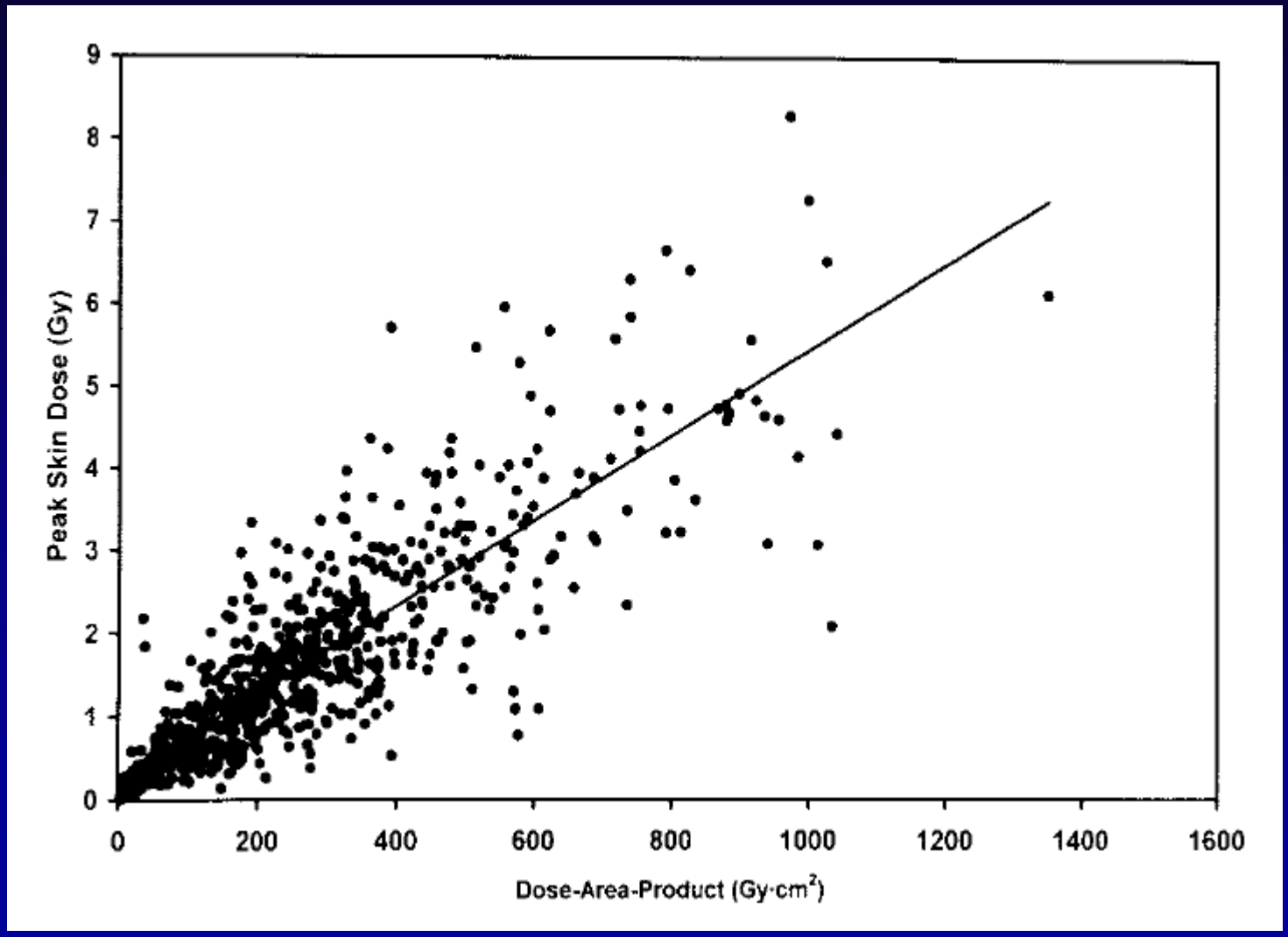
$$D_H = K_E \times B \times U \times S$$

- D_H : Hautdosis
- K_E : Einfalldosis (Luftkerma) an der Patientenoberfläche
- B : Rückstreufaktor (1,3 – 1,5)
- U : Umrechrechnungsfaktor für Massen-schwächungskoeffizienten Gewebe/Luft (ca. 1,06)
- S : Schwächungfaktor (≤1) für Tischplatte,Auflagematte etc. bei Untertischstrahlern

Hautdosis

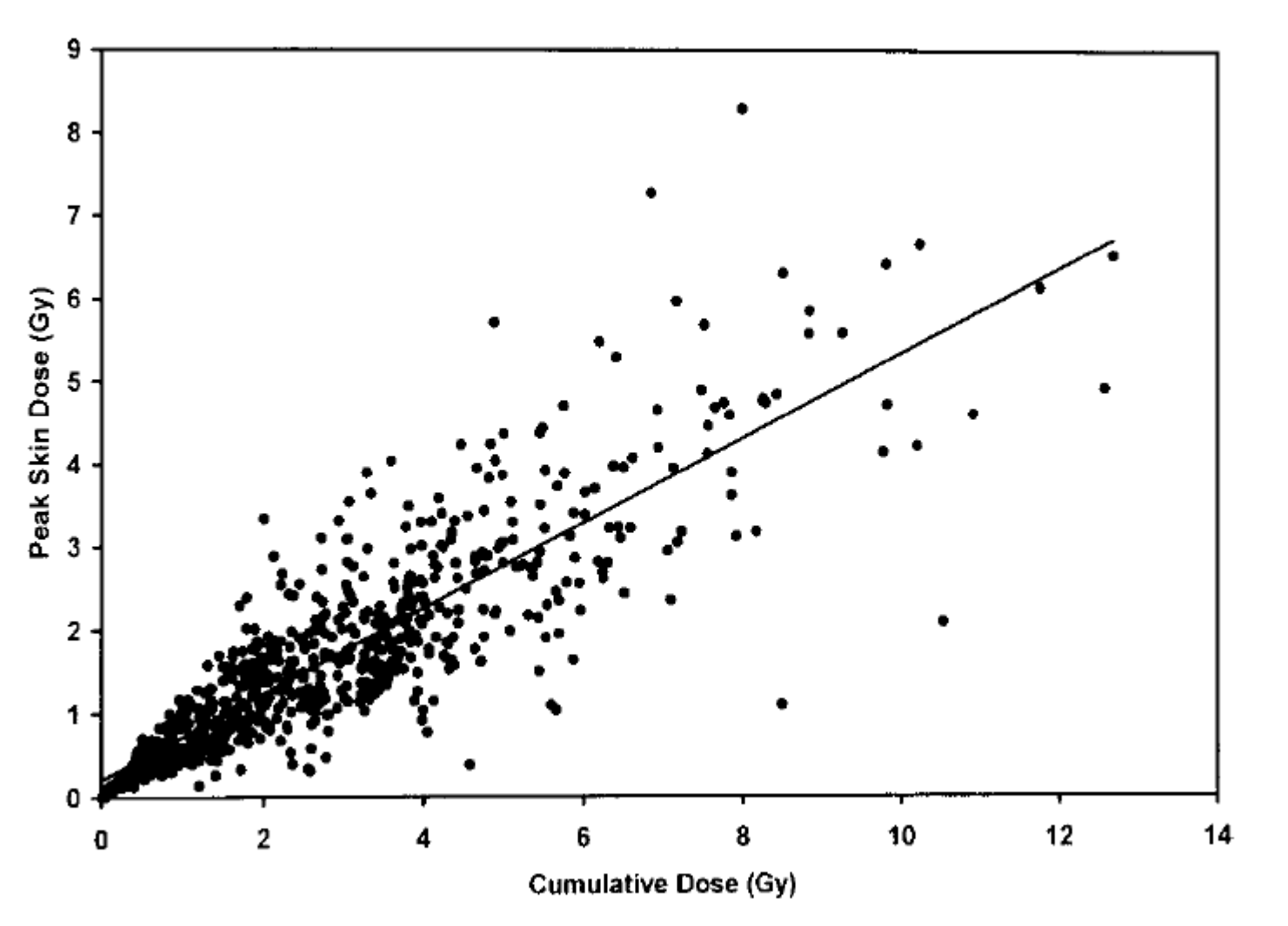
- Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study (J Vasc Interv Radiol 2003; 14:977-990)
- Über 3 Jahre wurde die Strahlenexposition bei 2.142 interventionellen Untersuchungen (21 unterschiedliche Prozeduren) an 7 akademischen Einrichtungen untersucht
- Bei 800 Untersuchungen wurde die Hautdosis ermittelt
- Da die Eintrittswahrscheinlichkeit und Schwere eines Hautschadens von der höchsten Hautdosis an einemPunkt (peak skin dose) abhängt, wurde bei 7 von den verwendeten 12 Durchleuchtungsgeräten die peak skin dose ermitteln.

Hautdosis



J Vasc Interv Radiol 2003; 14:977–990

Hautdosis



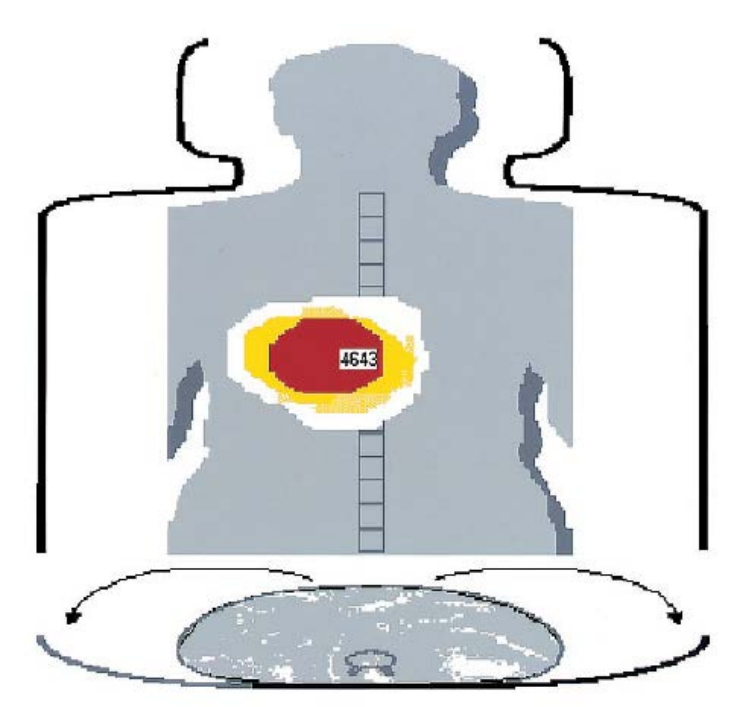
J Vasc Interv Radiol 2003; 14:977–990

CareGraph (Siemens)

- Ein mathematisches Phantom wird entsprechend der Patientengröße, –masse und –position angepasst.

- Die Dosisverteilung wird aus den Untersuchungsparametern (Expositionsparameter, Feldgröße und –lage, Tischhöhe und -position, C-Bogen-einstellung etc.) berechnet

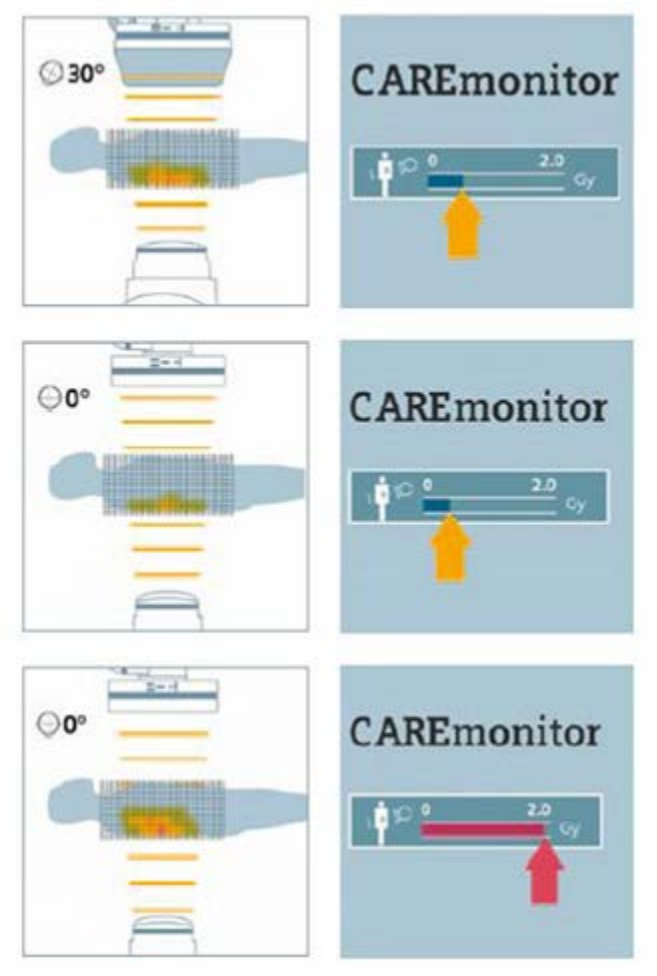
- Die aktuelle Hautdosisverteilung wird am Monitor farblich kodiert dargestellt)



J Vasc Interv Radiol 2003; 14:977–990

CAREmonitor (Siemens)

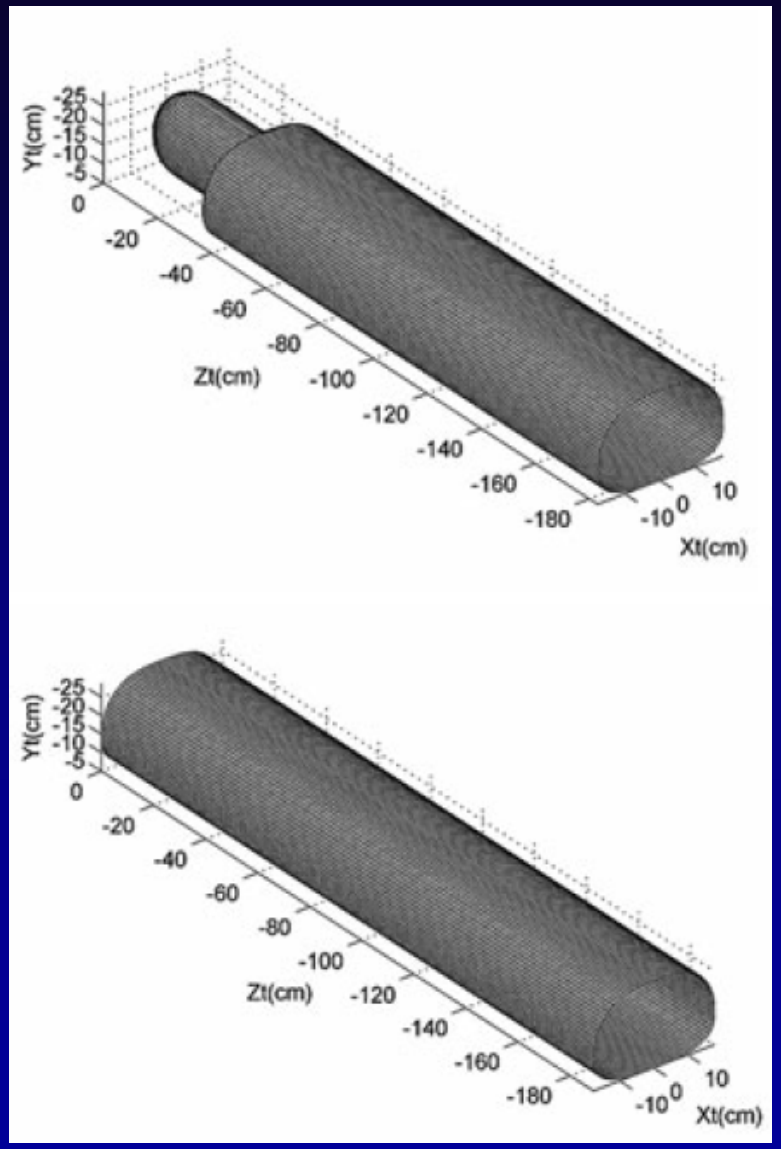
- CAREmonitor ist eine Weiterentwicklung von CareGraph
- Oberflächendosis (Luftkerma) wird für jede Projektionsrichtung berechnet und separat angezeigt (5cm²)
- Die Dosisdaten werden in den Dosisreport eingetragen und stehen im DICOM SR zur Verfügung.



Quelle: Siemens

Dose Map (GE)

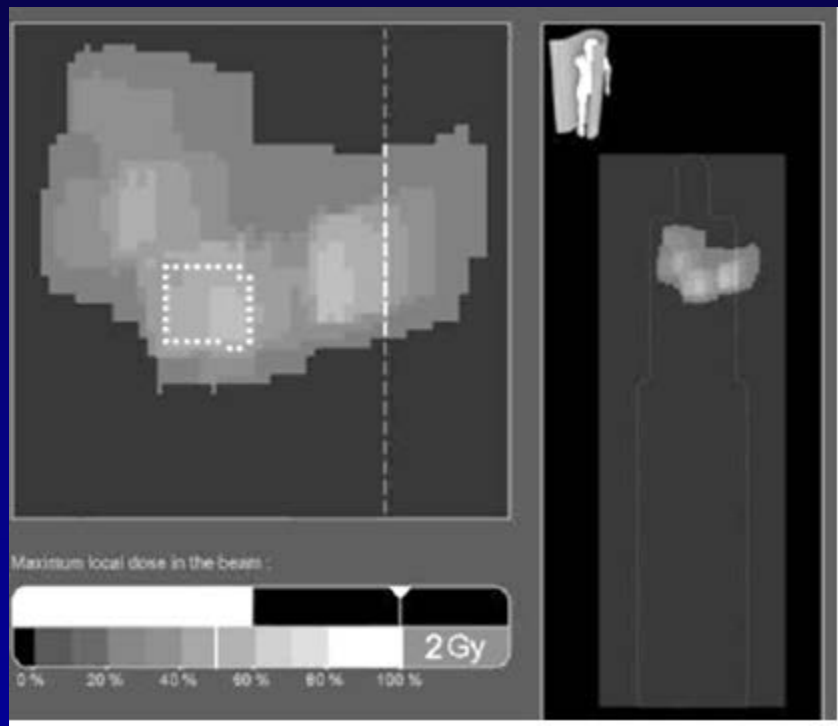
- Die lokale Hautdosisverteilung wird aus der Luftkerma für 2 Phantome in Feldern von 1cm x1cm berechnet
- Phantomabmessungen richten sich nach Größe, Masse und Alter des Patienten
- Berücksichtigt werden C-Bogen- und Tischposition, Rückstreuung, Tisch- und Auflageschwächung
- Die maximale Abweichung zwischen tatsächlicher und dargestellter Dosisverteilung beträgt 25%.



Radiation Protection Dosimetry (2015), Vol. 163, No. 3, pp. 306–318

Dose Map (GE)

- Während der Untersuchung wird die kumulierte lokale Hautdosis angezeigt
- Grauwert der lokalen Dosisverteilung entspricht Dosisanzeige am Monitor
- Anwender kann einen Grenzwert eingeben, Bereiche mit höherer Dosis werden weiß dargestellt
- Dosisverteilung kann vom Untersucher z.B. durch Veränderung der Strahlenfeldlage und –größe sowie des Projektionswinkels beeinflußt werden

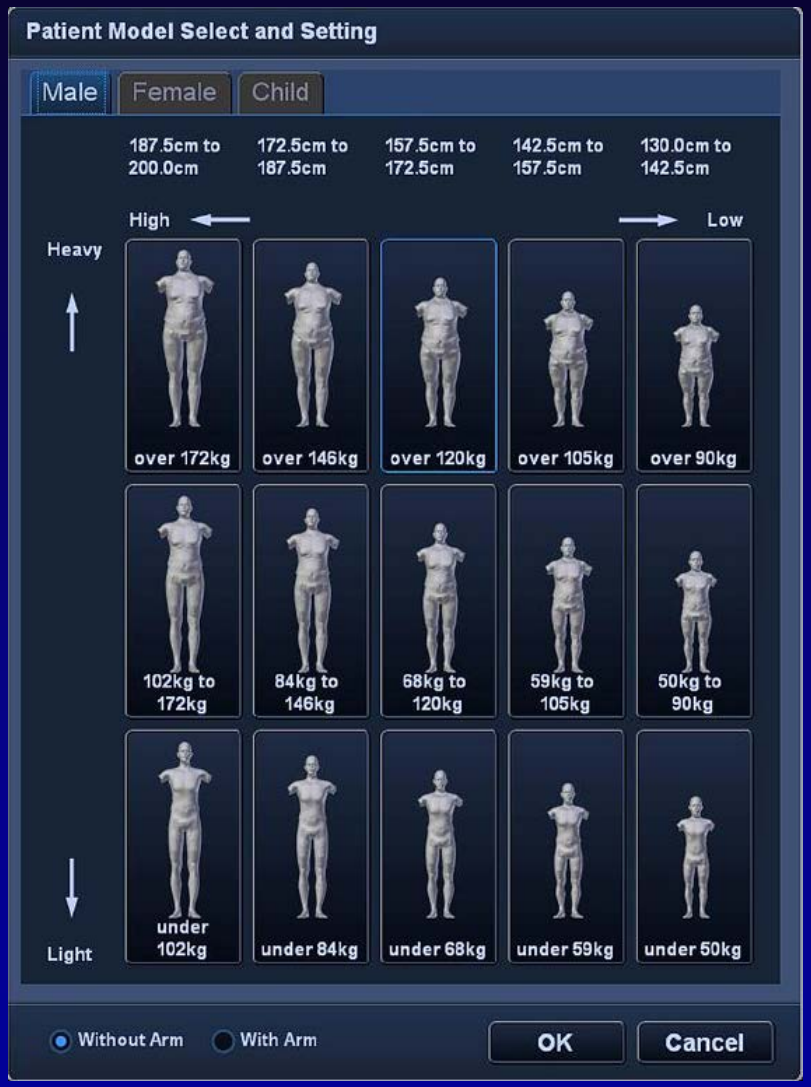


DoseMap Monitoranzeige

Quelle: GE

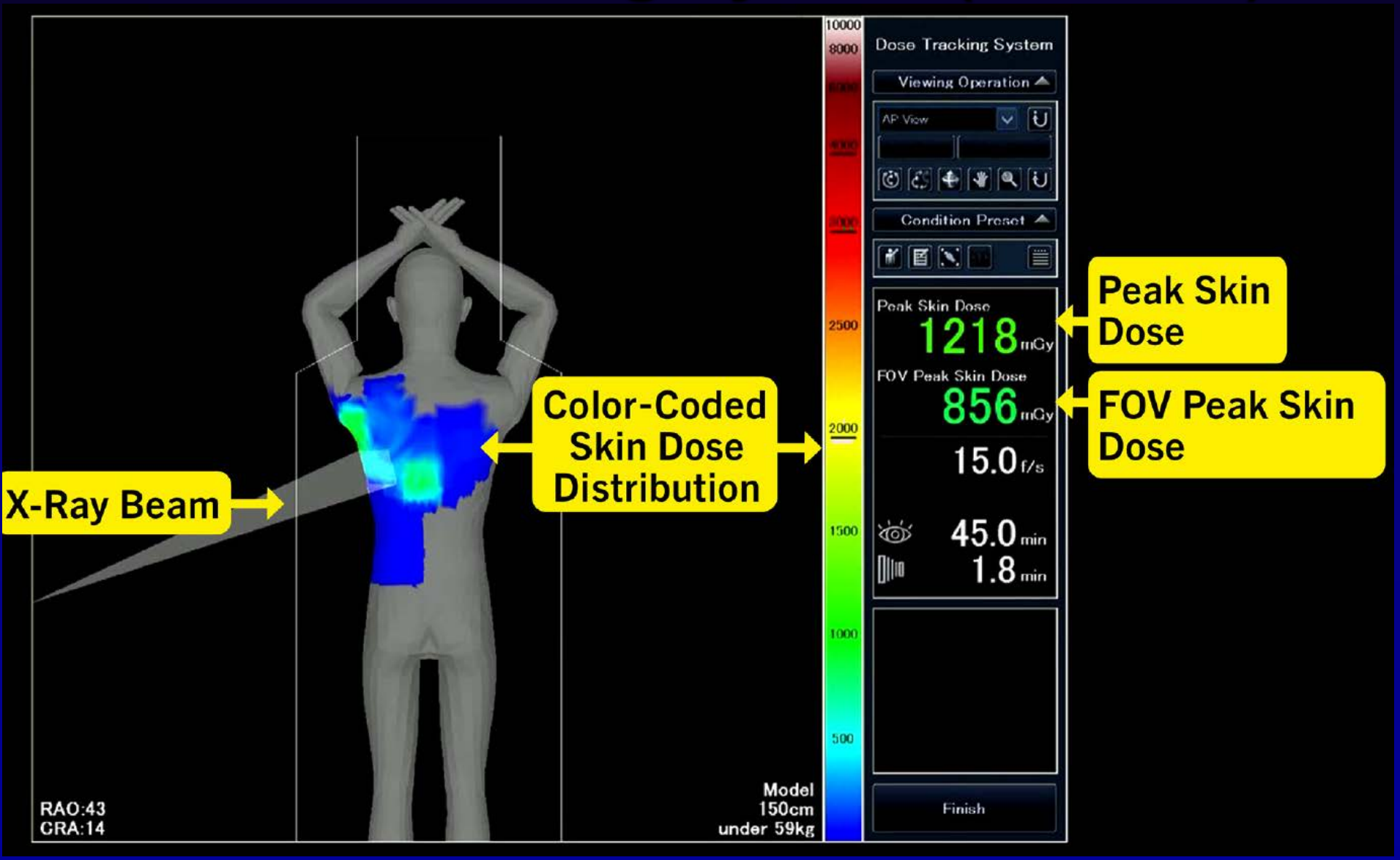
Dose Tracking System (Toshiba)

- Zur Auswahl stehen 40 realistische 3D Phantome, von 3 -260 kg Masse und 50 – 200cm Länge
- Die Hautdosisberechnung erfolgt unter Berücksichtigung von kV, mA, Filterung, Pulsweite, Pulsrate, FOV, C-Bogen-Angulation, Tischposition, SID, Schwächung (Tisch, Auflage), Streueinflüsse, Rückstreuung, Gewebeabsorption
- Jedes DTS wird speziell vor Ort kalibriert
- Die Hautdosisabweichung ist typischerweise kleiner als ± 20%.



Quelle: www.toshibamedicalsystems.com/products/.../tracking/index.html

Dose Tracking System (Toshiba)

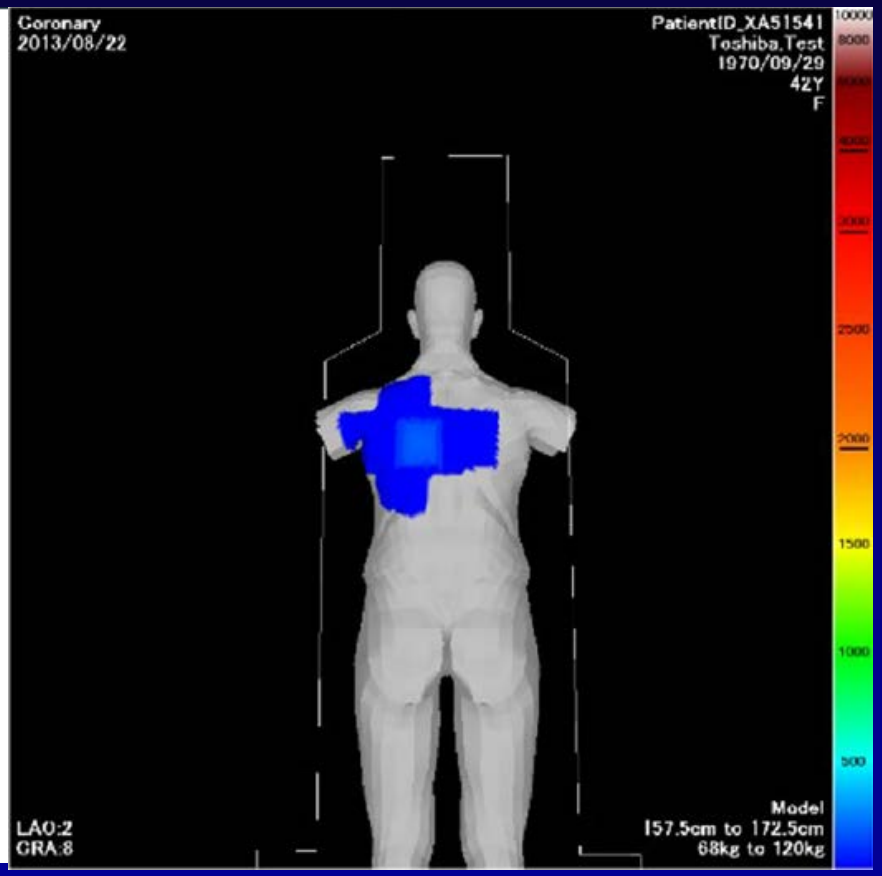


Quelle: www.toshibamedicalsystems.com/products/.../tracking/index.html

Dose Tracking System (Toshiba)

Dose Report

Study Date	2013/08/22
Patient ID	PatientID_XA51541
Patient Name	Toshiba, Test
Patient Height	160 cm
Patient Weight	80 kg
Date of Birth	1970/09/29
Sex	Female
Procedure	Coronary
Procedure Notes	
Physician	Toshiba, Test
Operator	
Lab/Room	Cath Lab 1
Peak Skin Dose	**210 mGy**
Fluoro Time	30.0 min
Rad Time	2.2 min



Quelle: www.toshibamedicalsystems.com/products/.../tracking/index.html

Fazit

- Interventionelle radiologische Untersuchungen können mit einer hohe Strahlenexpositionen der Patienten verbunden sein. Deshalb ist eine Patientendosimetrie erforderlich.

- Die effektive Dosis korreliert mit dem stochastischem Strahlenrisiko und eignet sich zum Vergleich der Strahlenexposition unterschiedlicher röntgendiagnostischer Verfahren. Sie kann z.B. aus dem Dosisflächenprodukt berechnet werden.

- Die Darstellung der Hautdosisverteilung ist für die Erkennung und Vermeidung deterministischer Strahlenschäden der Haut besser geeignet als die Anzeige der kumulativen Einfalldosis.