SIEMENS

14. Fortbildungsseminar der Arbeitsgemeinschaft Physik und Technik
Münster 18. – 19.6. 2010

IRIS
CT-Dosisreduktion
durch iterative Rekonstruktion

Dr. Stefan Ulzheimer
Siemens AG Healthcare
Forchheim

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

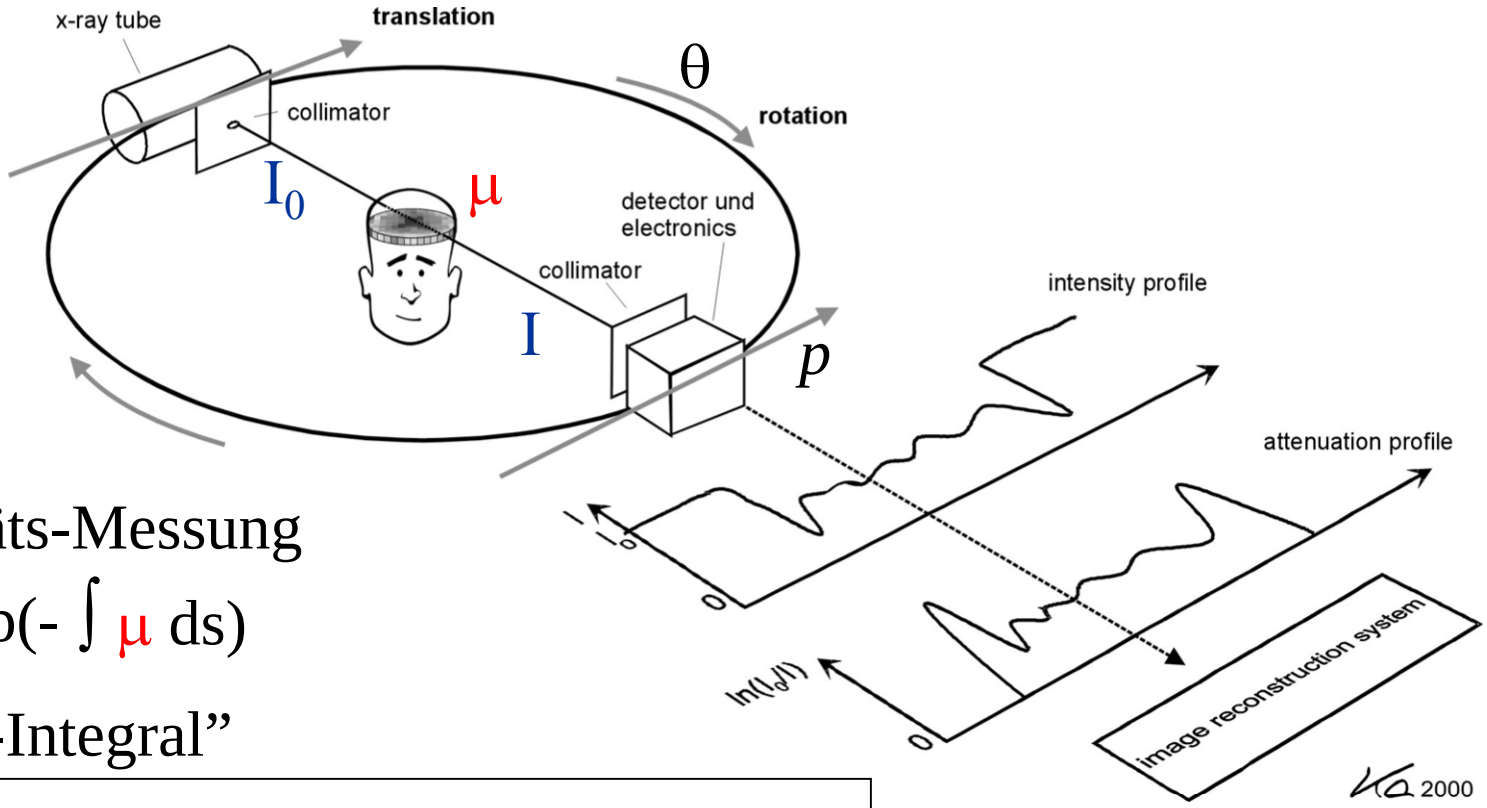
SIEMENS

Übersicht

- Konventionelle CT-Bildrekonstruktion und deren Limitationen
- Prinzip der iterative Rekonstruktion (IR)
- Artefakt-, Rausch- und Dosisreduktion mit IR
- Iterative Rekonstruktion im Bildraum (IRIS)

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

CT Messprinzip



Quelle: Kalender, „Computertomografie“

- Intensitäts-Messung

  $I = I_0 \cdot \exp(-\int \mu \, ds)$

- „Linien-Integral”

$$L = \int \mu \, ds = -\ln(I / I_0)$$

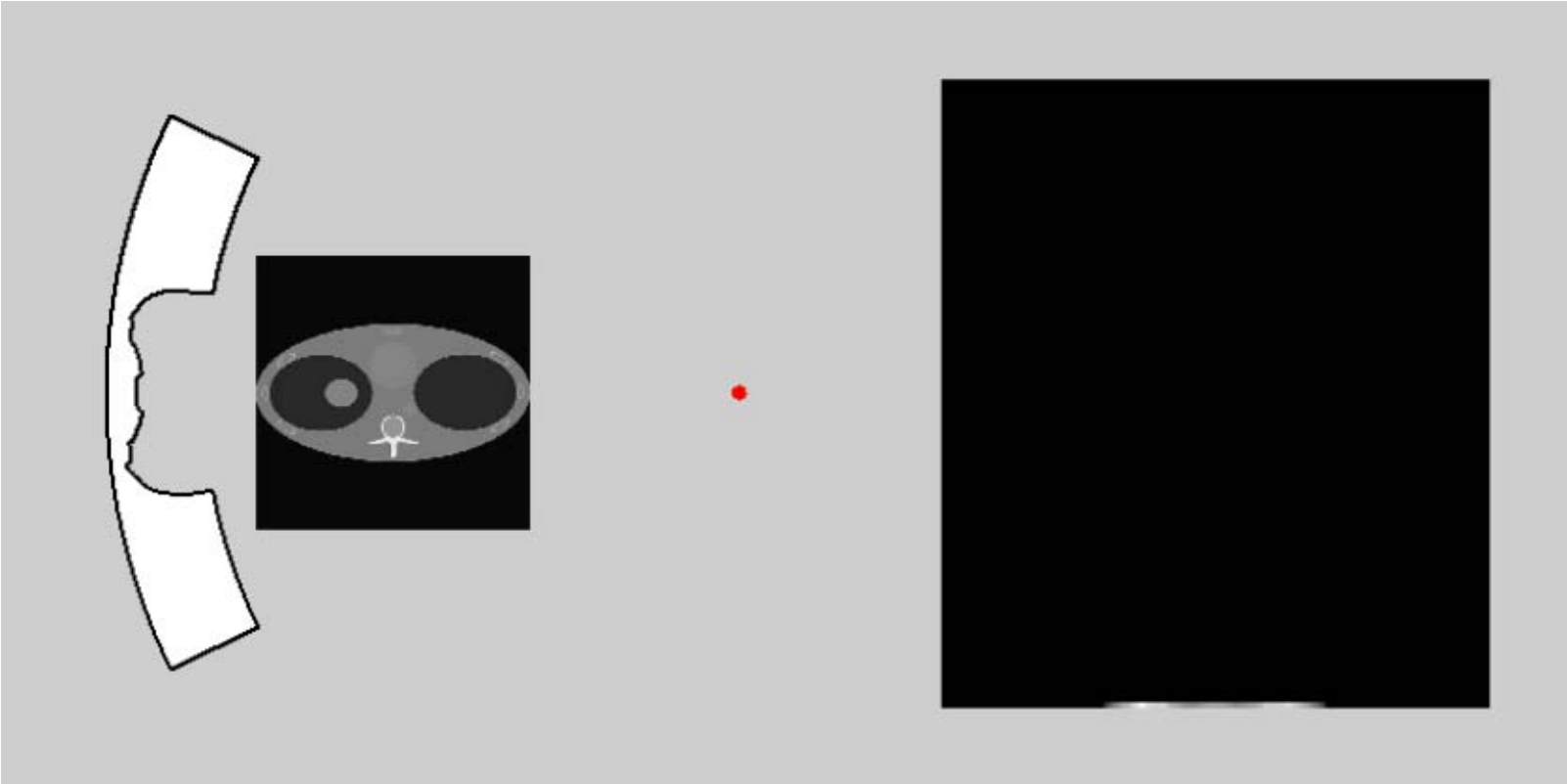
↑ Schwächungskoeffizient = “CT-Wert”

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

CT Messung

Intensitäts-Profil

CT-Rohdaten („Sinogramm”)

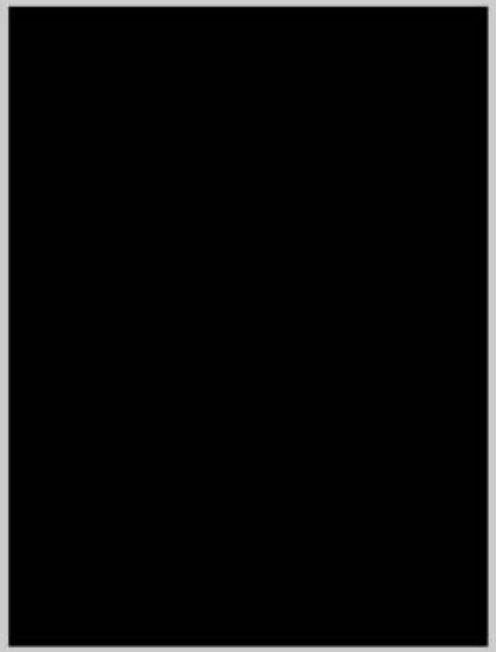


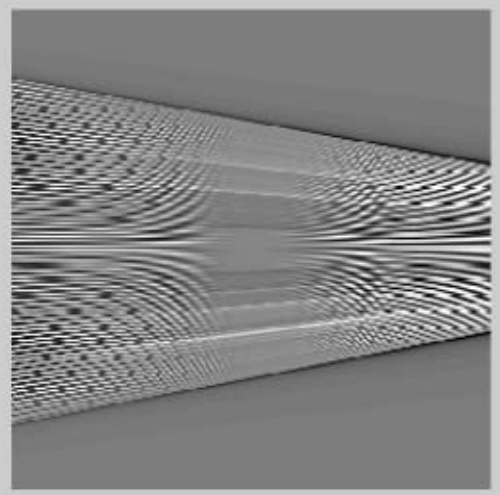
$$I \longrightarrow -\ln(I/I_0) = \int \mu \, ds$$

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

Bildrekonstruktion: gefilterte Rückprojektion

Filtered Backprojection (FBP)





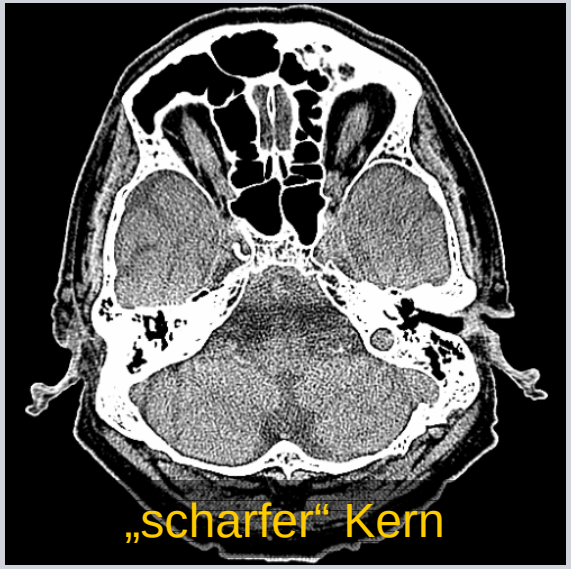
$$-\ln(I/I_0) = \int \mu \, ds \xrightarrow[\text{gefilterte Rückprojektion}]{} \mu \; (= \text{CT-Bild})$$

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Filterung bei der FBP

- Filter ist intrinsischer Bestandteil der inversen Radon-Transformation (RamLak- bzw. Shepp-Logan-Kern)
- Filter/Faltungs-Kern kann zur Justage der Bildschärfe benutzt werden



- Limitationen von FBP:
  - Kompromiss von Schärfe gegen Rauschen
  - Strahlungsdosis kann nicht beliebig reduziert werden

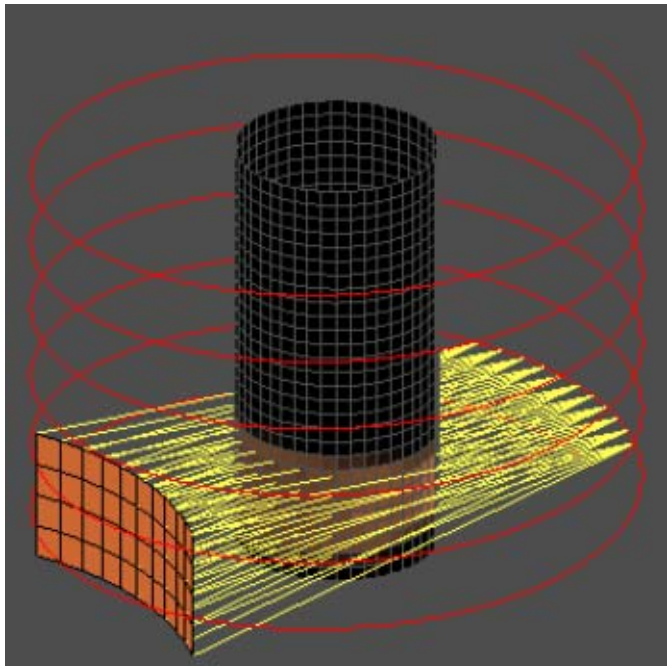
Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Rekonstruktion bei Kegelstrahl-Geometrie

- Mit wachsender Zeilenzahl des CT-Detektors nimmt der Kegel-Winkel der Strahlen zu
- Vernachlässigung des Kegel-Winkels führt zu Bildartefakten
- Bildqualitätsverbesserung durch die Verwendung von Rekonstruktionen mit Kegelstrahl-Korrektur
- Standard-Verfahren ist WFBP
  - gute Dosisnutzung
  - approximativ (im math. Sinne)
  - beschränkt auf moderate Kegelwinkel

Weighted Filtered Backprojection (WFBP)*

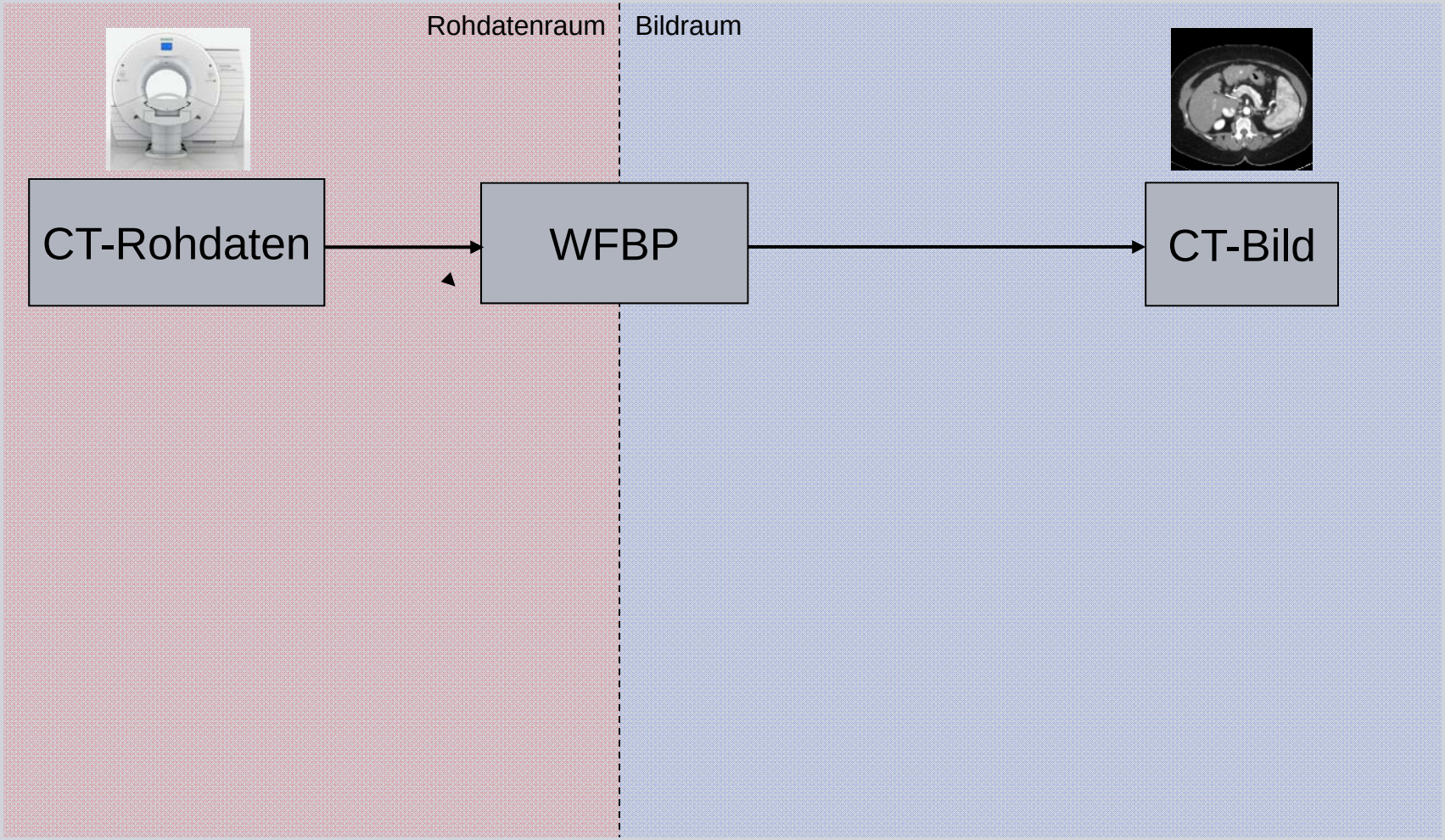


* K. Stierstorfer, A. Rauscher, J. Boese, H. Bruder, S. Schaller, T. Flohr; '*Weighted FBP-a simple approximate 3D FBP algorithm for multislice spiral CT with good dose usage for arbitrary pitch*', *Phys. Med. Biol*. 49 (2004) 2209-2218

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

Iterative Rekonstruktion

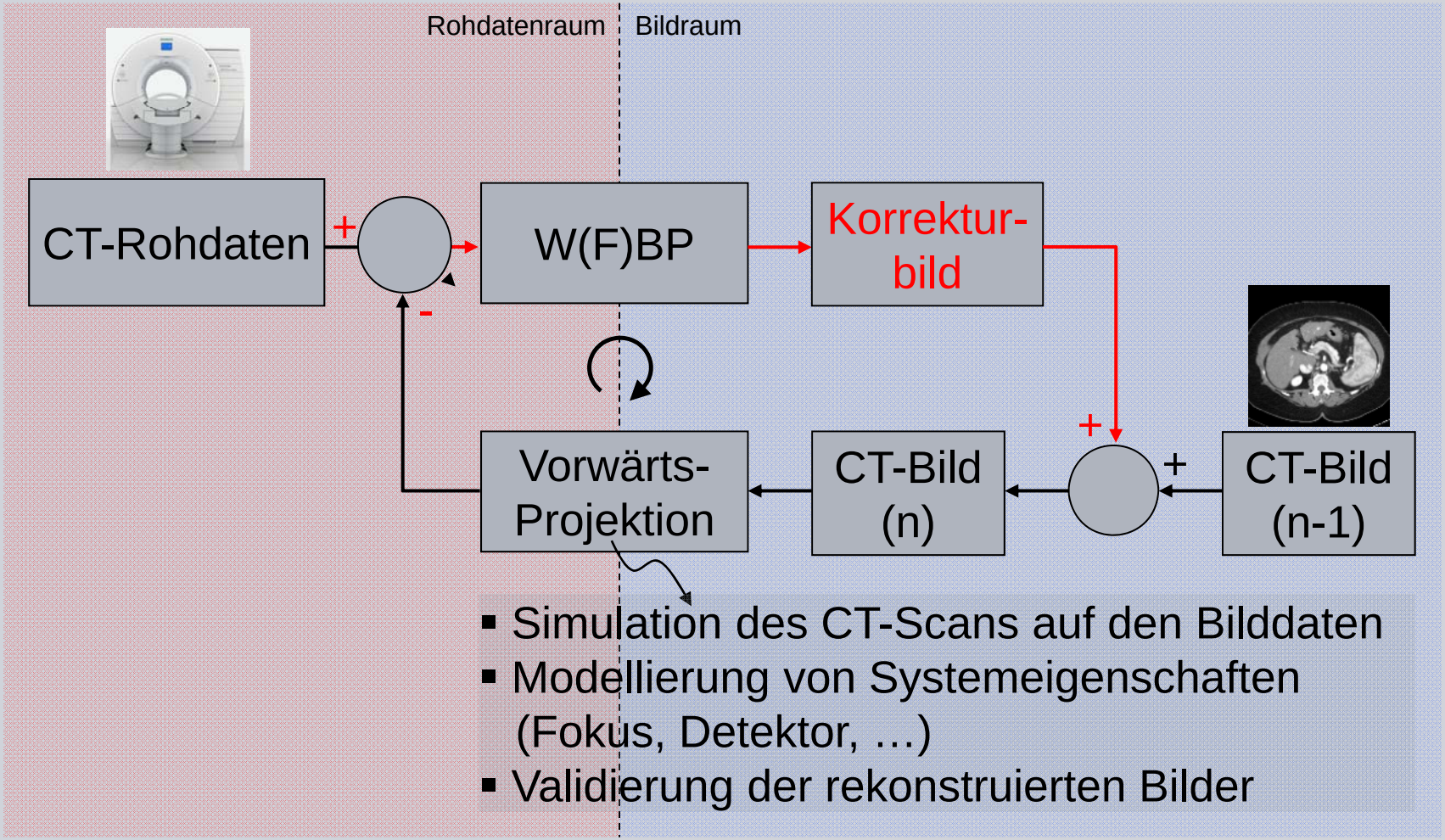
Standard CT-Rekonstruktion



Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

Iterative Rekonstruktion

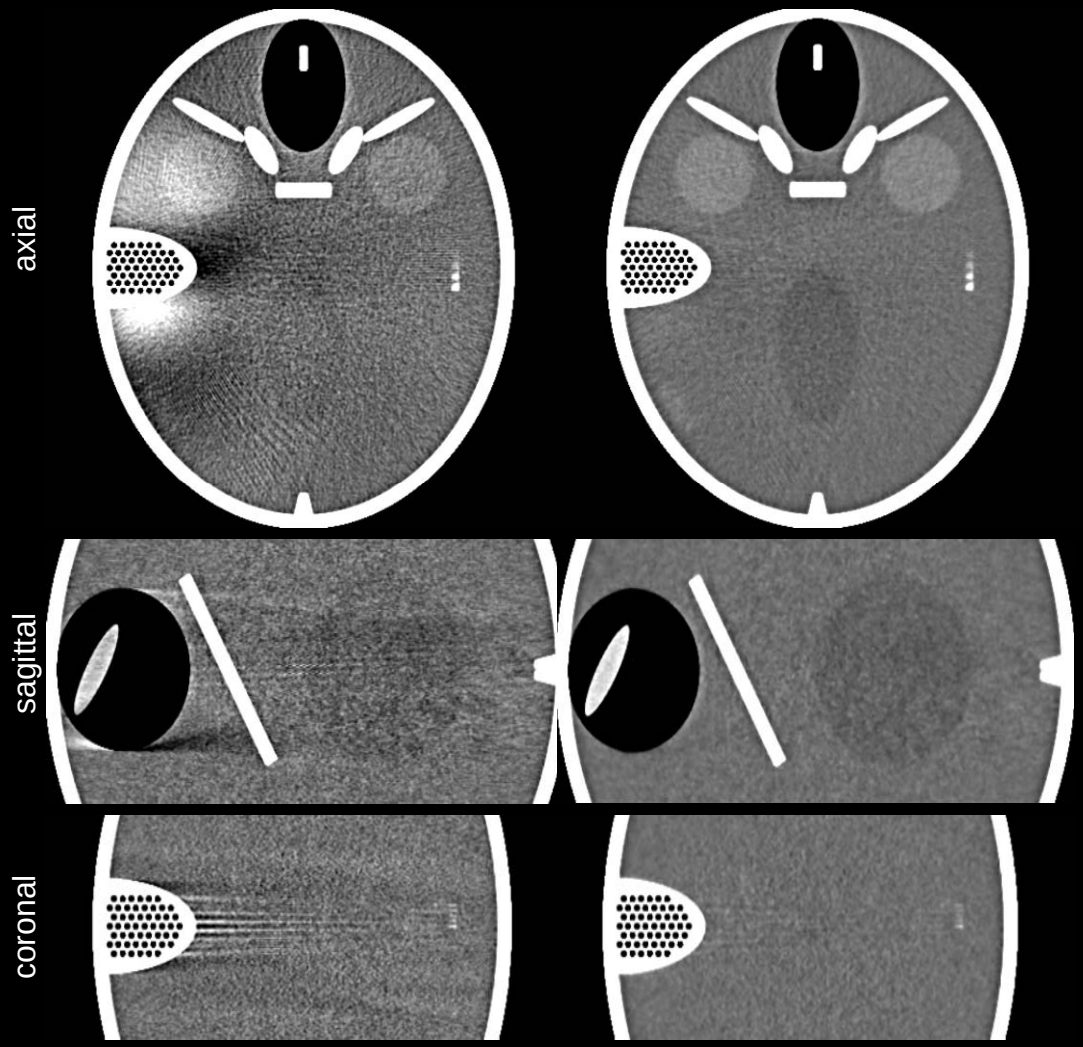
Einführung einer Korrektur-Schleife

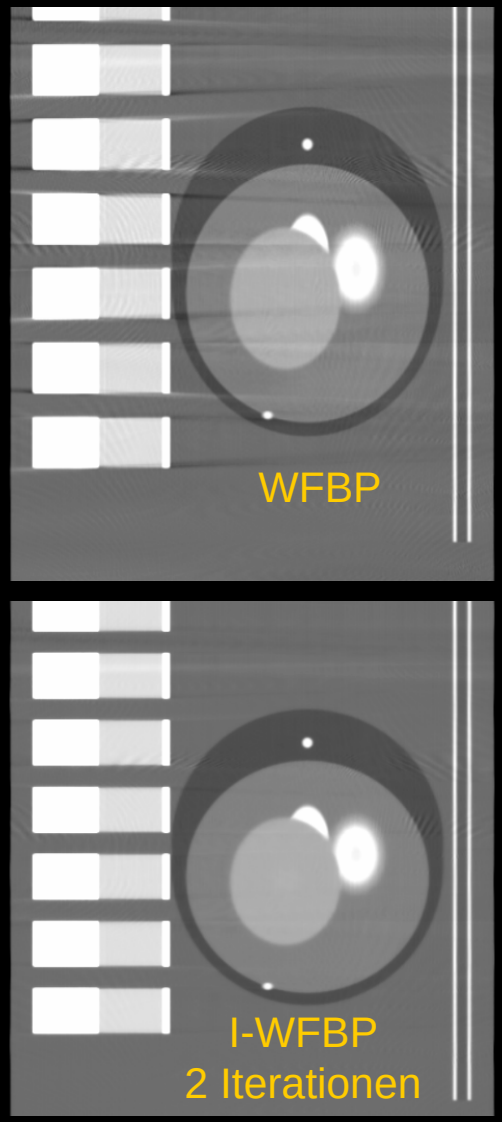


Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

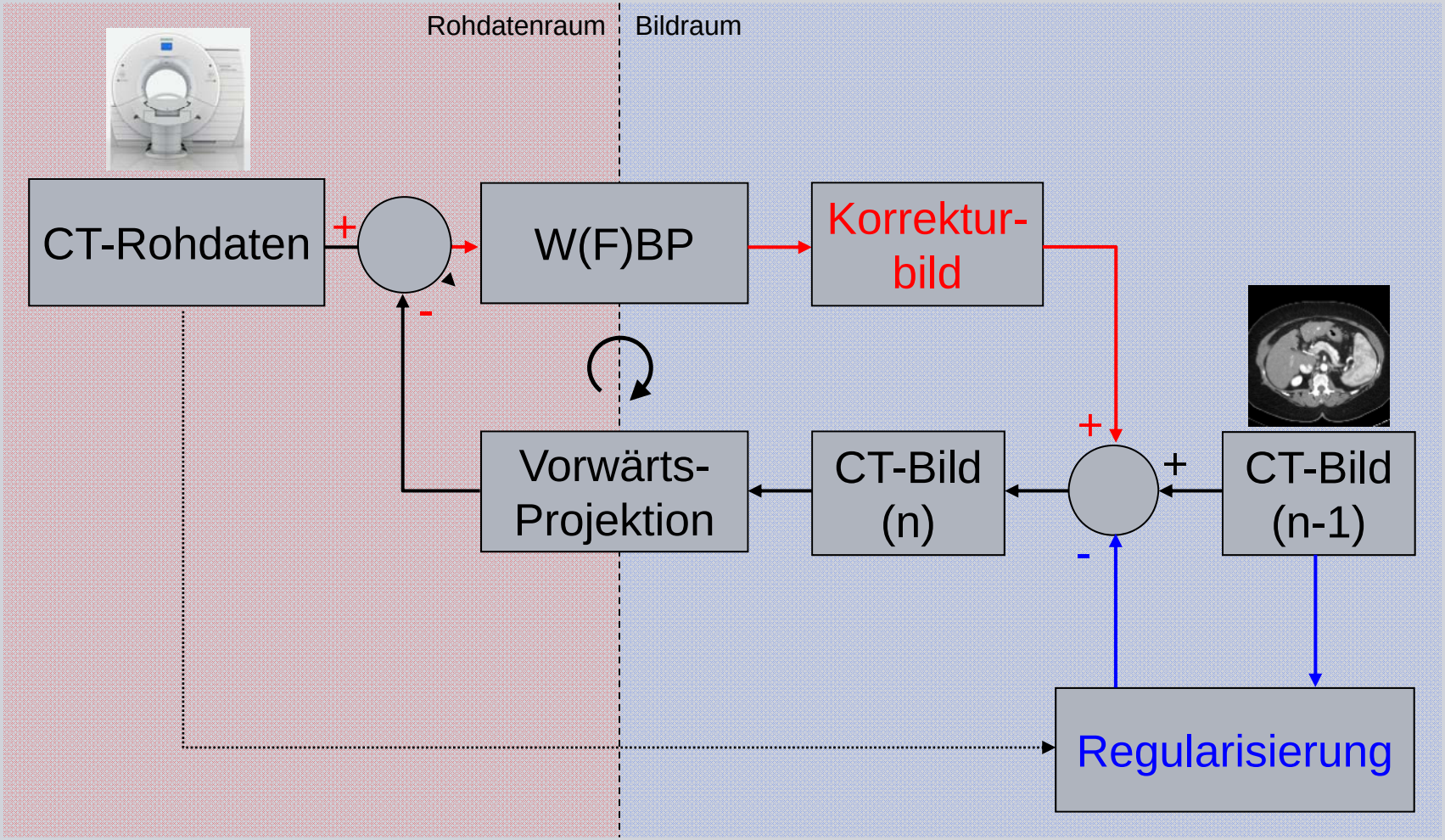
Artefaktreduktion durch iterative Rekonstruktion





Iterative Rekonstruktion (I-WFBP)

Korrektur-Schleife und Regularisierung



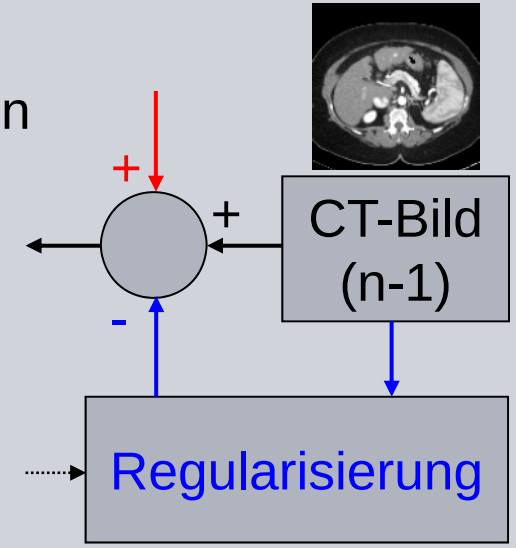
Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Regularisierung / Prior Knowledge-Bild

Regularisierung …

- sichert die Konvergenz der iterativen Rekonstruktion
- ist der entscheidende Mechanismus zur Rausch- bzw. Dosisreduktion!



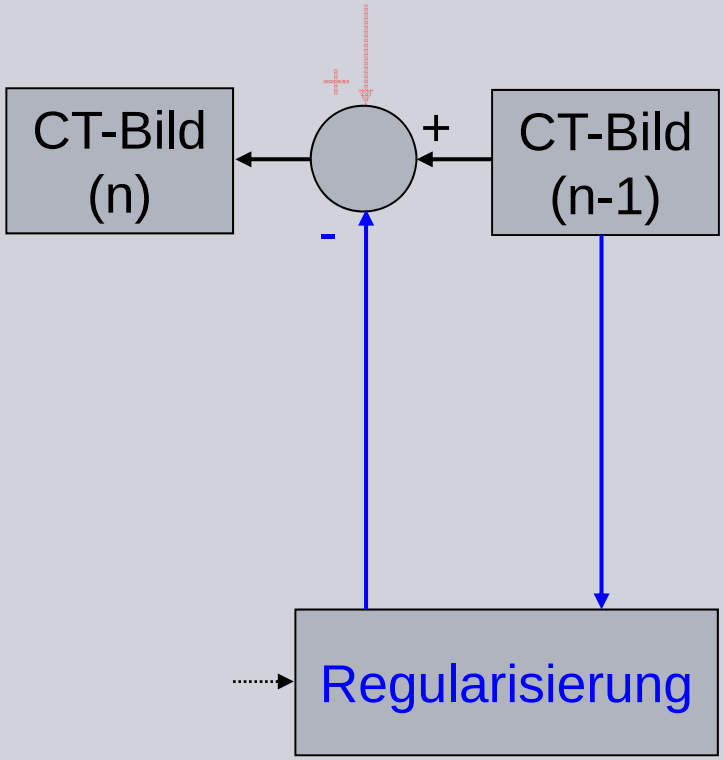
Prinzip

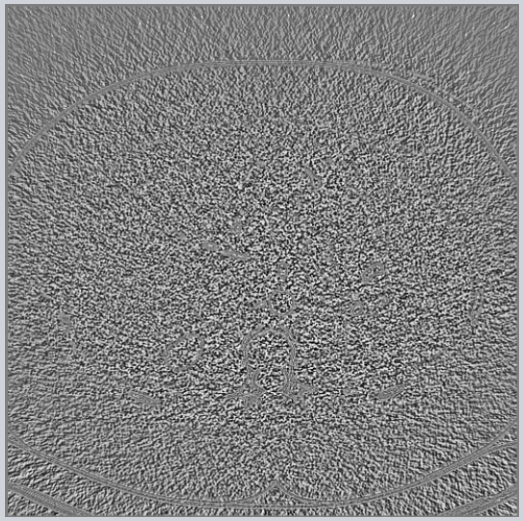
- Modellierung des (lokalen) Rauschens im CT-Bild
- Separation von Information und Rauschen auf Basis der statistischen Signifikanz (Kontrast zu Rauschen)
- Subtraktion des ermittelten Rauschanteils

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Regularisierung / Prior Knowledge-Bild





Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Rauschreduktion mit I-WFBP

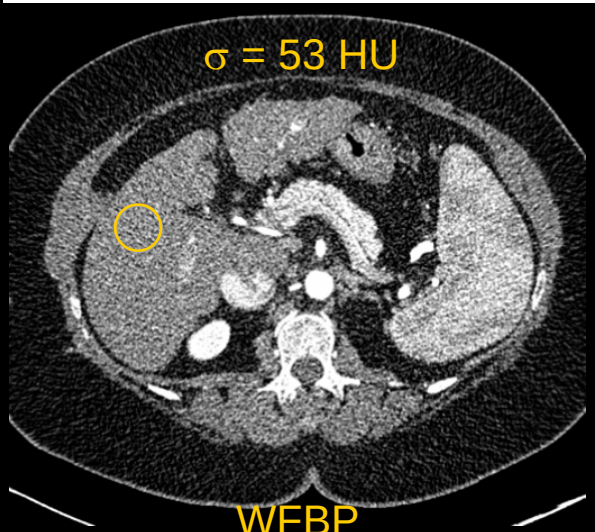
WFBP

I-WFBP, 5 Iterationen

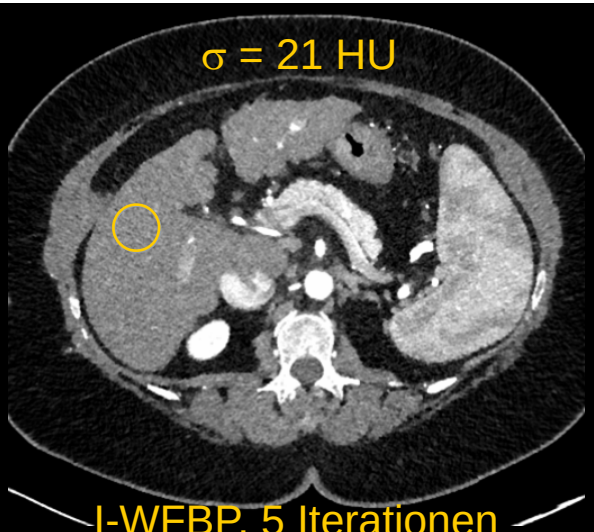
*) courtesy of University of Erlangen, Germany

SIEMENS

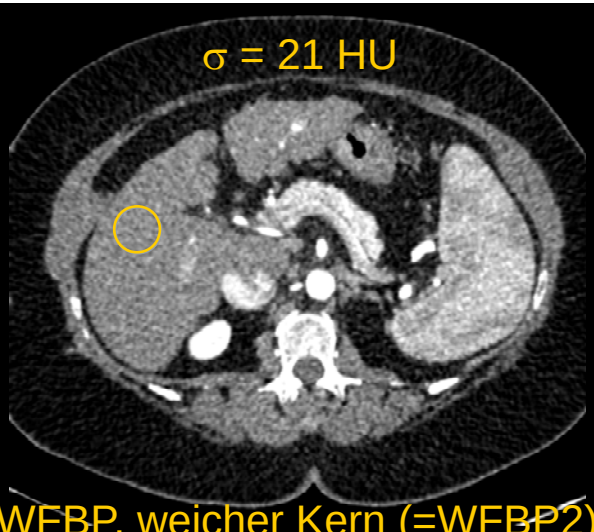
Vorteile von I-WFBP gegenüber linearer Rauschreduktion



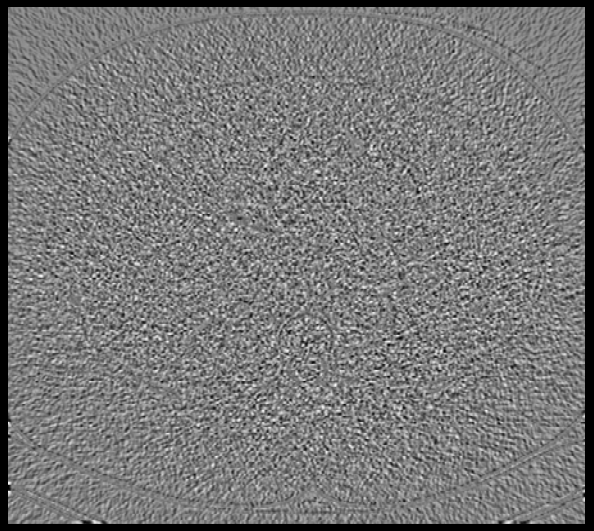
WFBP



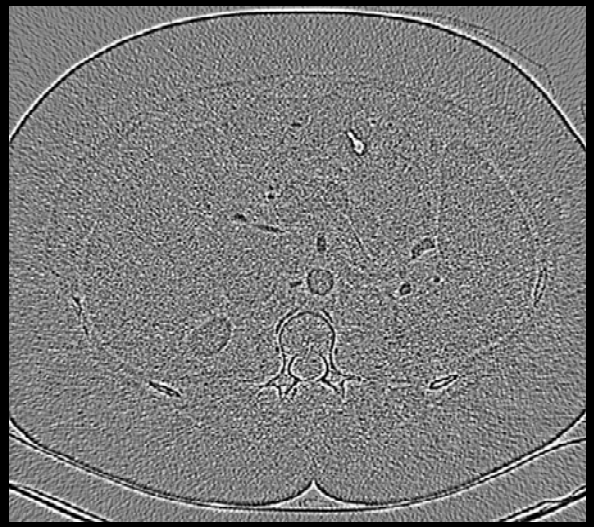
I-WFBP, 5 Iterationen



WFBP, weicher Kern (=WFBP2)

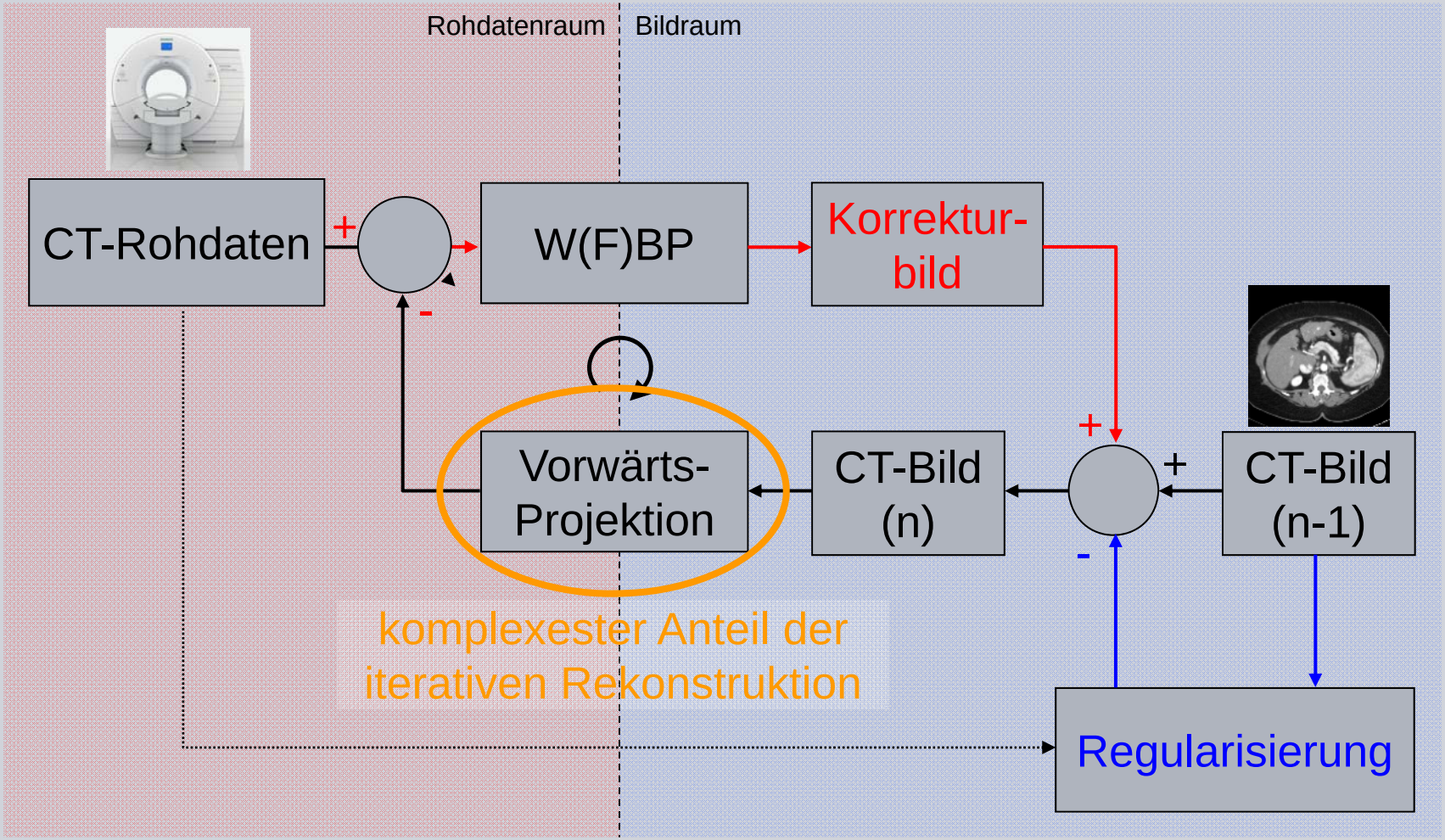


Diff (I-WFBP – WFBP)



Diff (WFBP2 – WFBP)

Iterative Rekonstruktion (I-WFBP)



Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

Bestandsaufnahme

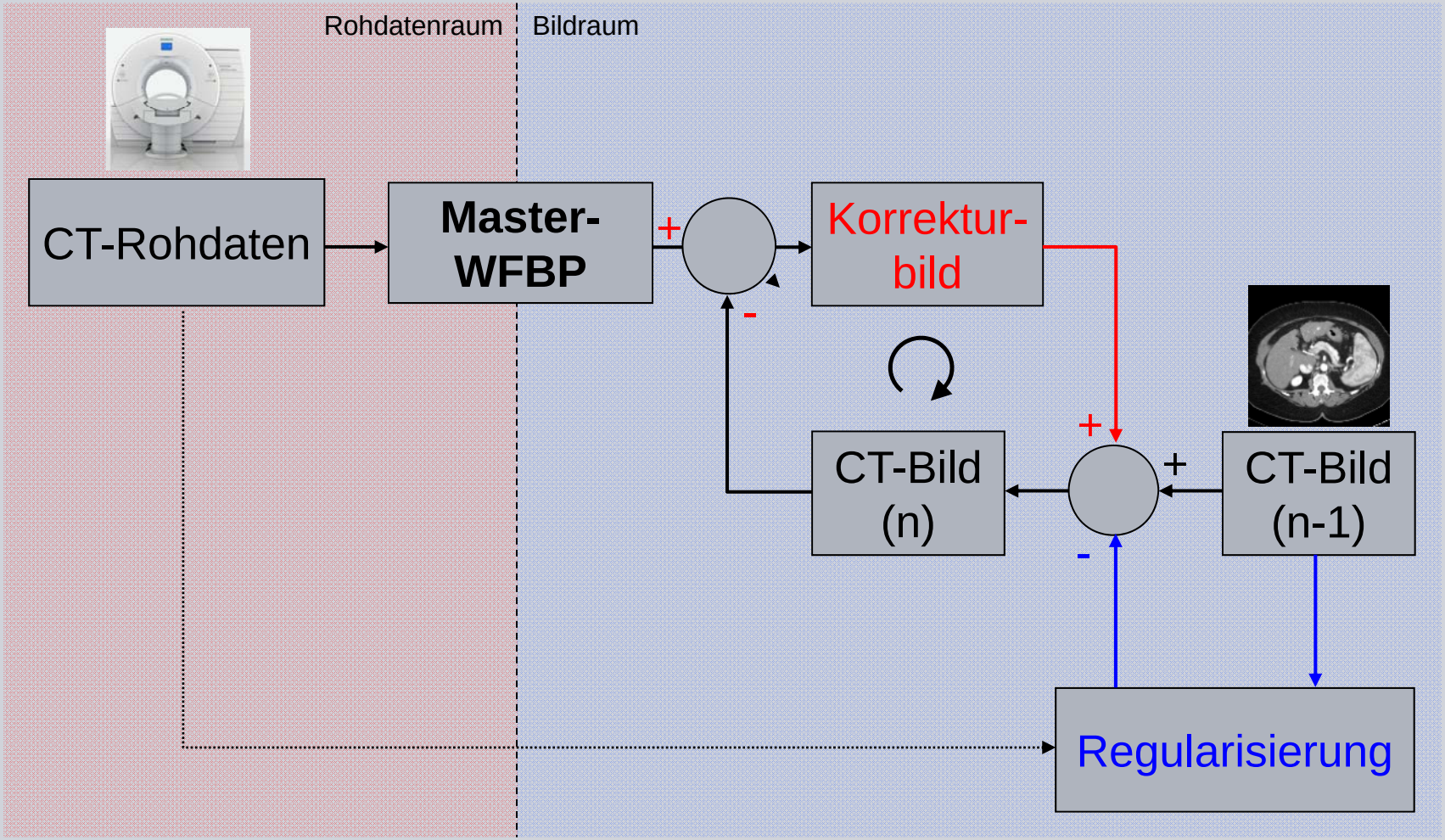
Braucht man die Vorwärtsprojektion bei der IR unbedingt?

- Vergleich der Daten im Rohdatenraum ist nicht notwendig für die Rausch- bzw. Dosisreduktion
- WFBP ist „hinreichend exakt“ für die aktuelle Scanner-Generation mit einer Detektor-Abdeckung von $\leq$ 4 cm, d.h. verbleibende Kegelstrahl-Artefakte sind in der Praxis irrelevant
- Für typische klinische Anwendungen stellt die mit WFBP erreichbare Maximalauflösung keine Begrenzung dar

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

Iterative Rekonstruktion im Bildraum

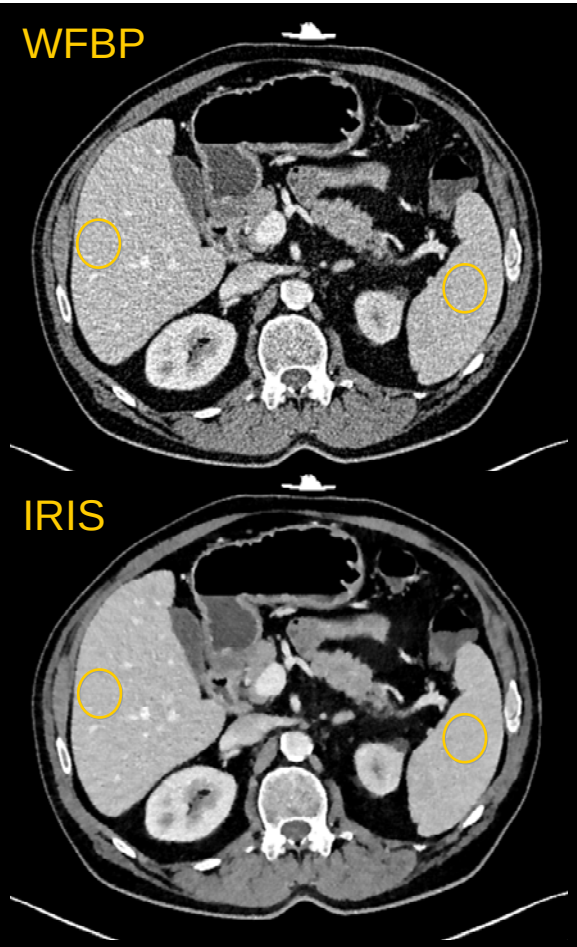
Iterative Reconstruction in Image Space (IRIS)



Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Rausch- und Dosisreduktion mit IRIS



$$1 - (\sigma_{IRIS}/\sigma_{WFBP})^2 = 85\%$$

WFBP

IRIS, 5 Iterationen

*) courtesy of University of Erlangen, Germany

SIEMENS

Rausch- und Dosisreduktion mit IRIS

WFBP

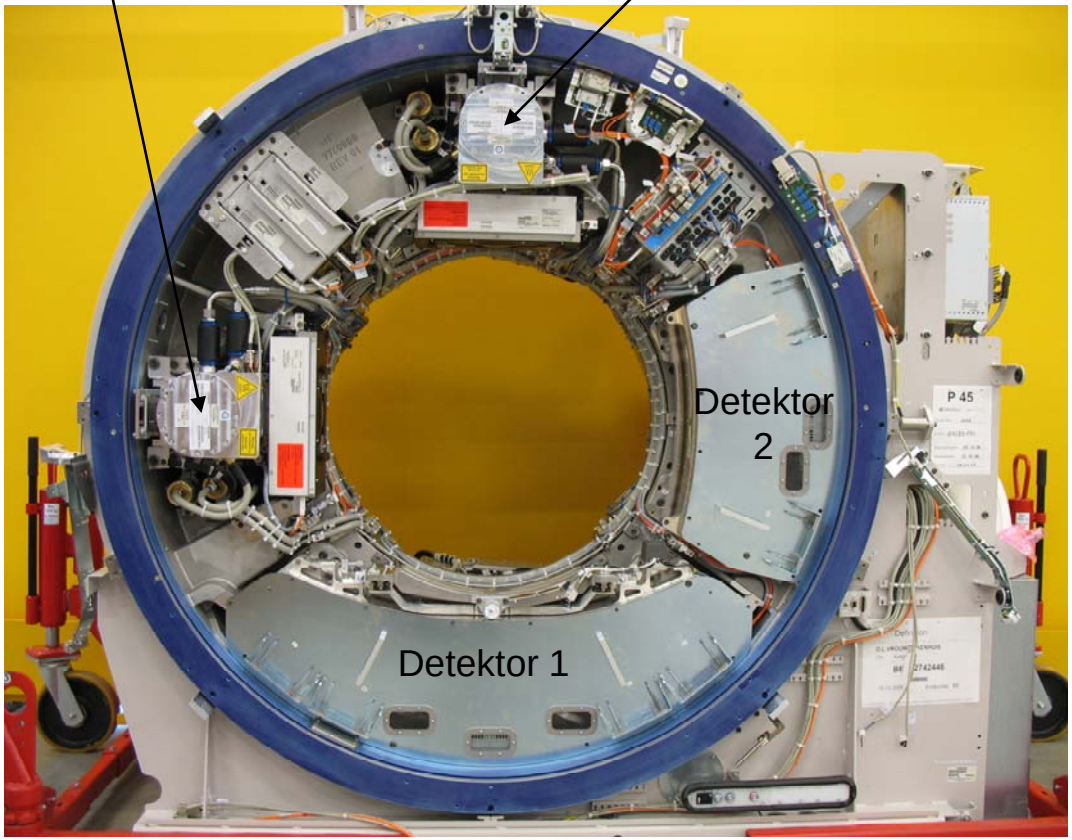
IRIS, 5 Iterationen

$$1 - (\sigma_{IRIS}/\sigma_{WFBP})^2 = 70\%$$

SIEMENS

CT mit zwei Röhren und zwei Detektoren (Dual Source CT)

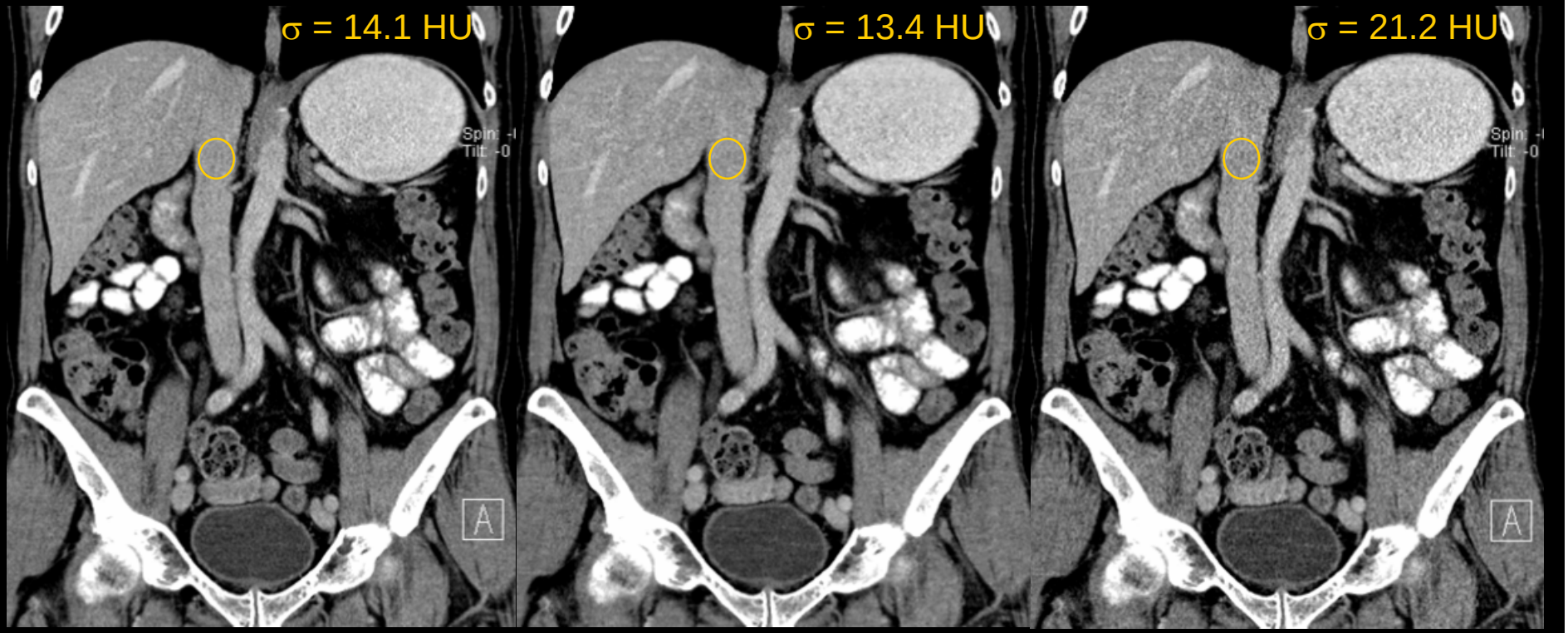
- 128 Schichten/Rotation
- Rotationszeit: 0,28 s
- Ortsauflösung: bis 0,2 mm



Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.

SIEMENS

Rausch- und Dosisreduktion mit IRIS

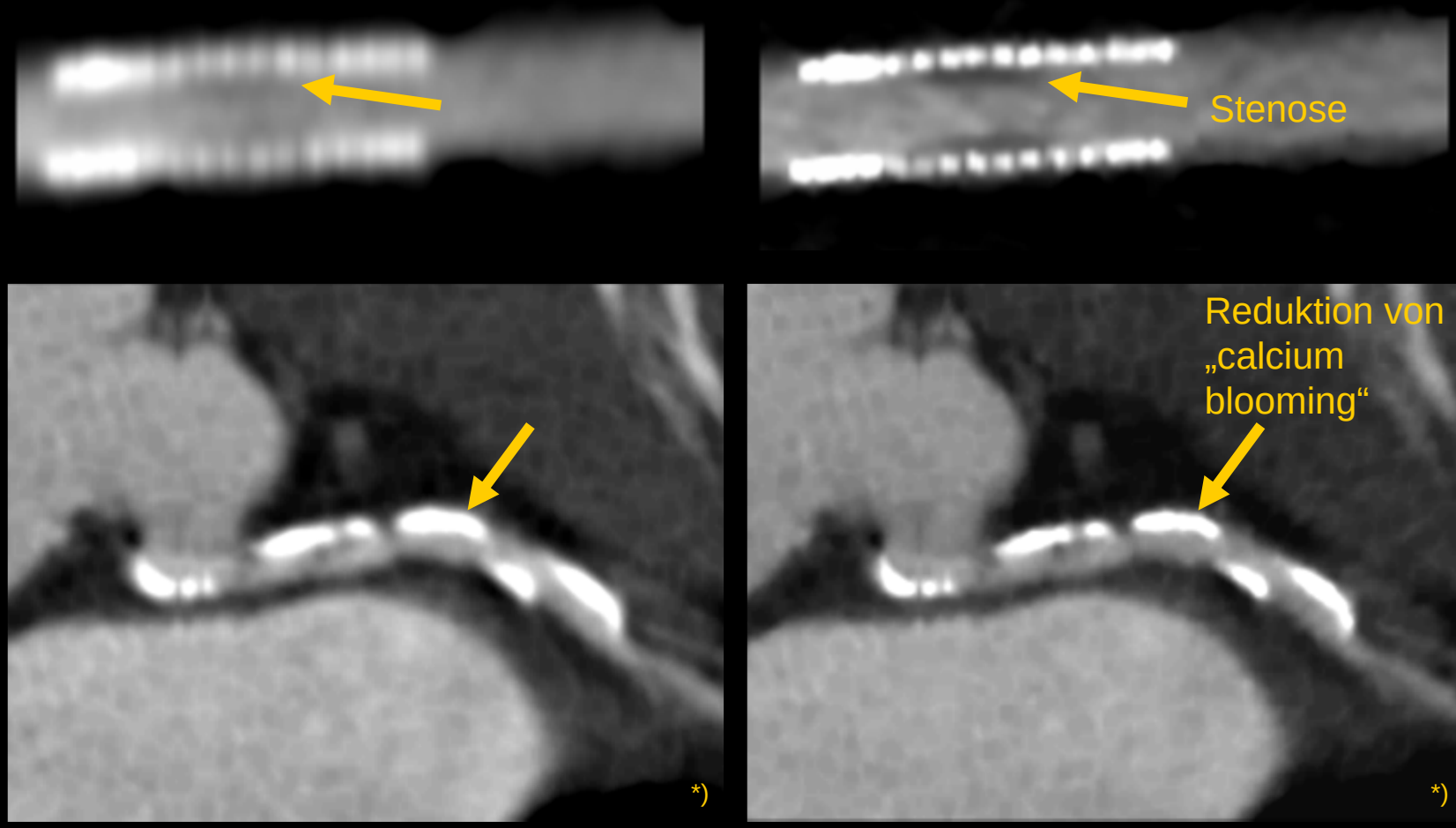


WFBP (volle Dosis = Dual Source A+B)	IRIS (**halbe Dosis** = Dual Source A)	WFBP (**halbe Dosis** = Dual Source A)

*) courtesy of Dr. M. Lell, University of Erlangen, Germany

SIEMENS

Erhöhung der Auflösung bei gleichem Rauschen mit IRIS



WFBP

IRIS, 5 Iterationen

*) courtesy of Mayo Clinic Rochester/MN, US

SIEMENS

Vielen Dank!

Copyright © Siemens AG 2010. All rights reserved.