

active layer, but also those layers of the back electrode that lie above the silver - but without removing or significantly damaging the latter.

By varying various laser parameters such as wavelength, pulse duration, power and repetition frequency, we have managed to successfully es-

tablish this process. The first small-area modules with 24 series-connected cells on a total area of approx. 10 cm² have been successfully manufactured. The module has an average visual transmission of 50.9% with an efficiency of 7.9%, which corresponds to a LUE of 4% [3].

MATERIALSYSTEME FÜR HEALTH CARE

An Materialien für die Gesundheitsvorsorge werden besondere Ansprüche gestellt. Sie müssen verträglich für den Menschen sein, sich eventuell rückstandslos auflösen können, gleichzeitig stabil sein und ihre Funktion erfüllen. Sie finden ihre Anwendung z.B. als Implantate, Tablettenüberzüge oder verschleißbeständiges, funktionales Werkzeug. Besondere Eigenschaften der Werkstoffe dürfen während der Herstellung nicht beeinträchtigt werden. Die Anwendung muss einfach sein, sowohl für die Mediziner als auch für die Patienten.



MATERIALSYSTEMS FOR HEALTH CARE

Special demands are made on materials for health care. They must be compatible with humans, possibly dissolve without residue, be stable at the same time and fulfil their function. They are used, for example, as implants, tablet coatings or wear-resistant, functional tools. Special properties of the materials must not be impaired during manufacture. The application must be simple, both for the medical professionals and for the patients.

Monte-Carlo- und analytische Modellierung des spektroskopischen CNR-Verhaltens für die Röntgen-Mammographie der dichten Brust

G. Roque, S. Cely, M.L. Pérez-Lara, J.D. Bermúdez, J.S. Useche, C. Avila, S. Procz

BMBF, Projektnummer 01DN21005 (DE)

Colciencias, Projektnummer 873-2020 (CO)

Universidad de los Andes, Fakultät für Naturwissenschaften, Projektnummer INV-2023-162-2816 (CO)

EINLEITUNG

Die Röntgenmammographie hat in den letzten Jahrzehnten ihr erstaunliches Potenzial zur Erkennung von Frühstadien des Brustkrebses bewiesen [1]. Allerdings schränkt die hohe Röntgenabsorption aufgrund der dichteren Elemente die Fähigkeit der Mammographie ein, ein klares Bild des Brustgewebes zu zeigen. Der Erfolg einer qualitativ hochwertigen Mammographie kann daher bei Frauen mit Brustimplantaten (siehe Fig.

1) oder mit sehr dichter Brust eingeschränkt sein [2, 3]. Diese sind trotz ständiger Verbesserungen in der Mammographietechnik nach wie vor schwer abzubilden, was problematisch ist, da Frauen mit dichter Brust ein höheres Risiko haben, an Brustkrebs zu erkranken [4, 5]. Dies führt letztlich sowohl zu falsch-positiven als auch zu falsch-negativen Diagnosen.

Diese Studie zielt darauf ab, die Röntgenmammographie-Bildgebung zu verbessern, indem spektrale Techniken, einschließlich der Optimierung des Röntgenspektrums, mit CdTe spektroskopischen-Photonenzählungsdetektoren (SPCDs) für überdurchschnittliche Brustdichten kombiniert werden, einschließlich zukünftiger Untersuchungen für den schwierigen Fall der Brustbildung in Gegenwart von Silikonimplantaten. Dazu werden spektroskopische Contrast-to-Noise-Ratio (CNR) Kurven erstellt, ihr Verhalten und ihre Auswirkungen auf die Bildqualität untersucht. Die Studie wurde unter Verwendung detaillierter Monte-Carlo-Simulationen (MC) in Kombination mit einem analytischen Modell zur Bewertung der Bildqualität im Energiebereich zwischen 10 keV und 50 keV entwickelt. Jüngste Studien in der Röntgenmammographie haben gezeigt, dass CdTe-SPCDs das Potenzial haben, eine höhere Bildqualität bei geringerer Strahlendosis zu liefern [6, 7].

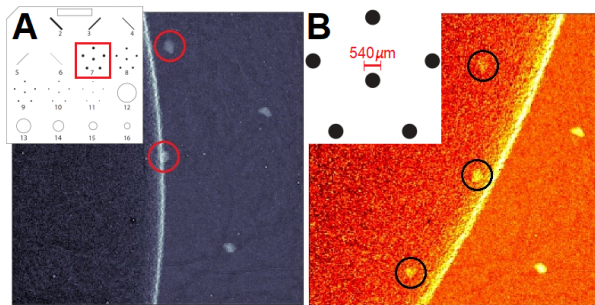


Fig. 1: A) CIRS015-Phantom + 250 cm³-Implantatbild, aufgenommen mit der 5X Standard-Eingangsfächendosis, 540 µm große Flecken. B) Modifiziertes Spektrumbild mit 1 mm Al-Filterung und 1/5 der Belichtungszeit des Bildes in A). ©2024. Alle Rechte vorbehalten. Universidad de los Andes.

GATE - Monte-Carlo-Physiksimulationen

MC-Simulationen sind ein leistungsfähiges Instrument für medizinische Studien, da bei realen Experimenten die Krankenhaus- und Patientenlogistik, ethische Überlegungen und enge Zeitvorgaben berücksichtigt werden müssen. Die Simulationssoftware GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission) ermöglicht die Durchführung von Simulationen der physikalischen Interaktion auf Partikelebene [8].

Der simulierte Aufbau wurde unter Verwendung eines Standard-Mammographiegeräts als Referenz modelliert: Eine Wolframanoden-Röntgenquelle, die 70 cm vom Detektor entfernt ist; die Probe befindet sich in 63 cm Entfernung von der Quelle, kollinear mit der Emissionsachse. Die Probe wurde als ein 5 cm dickes, kubisches Volumen mit einem Verhältnis von Fett zu Drüsen von 0,15 definiert, was der BIRADS-Klassifizierung für heterogen dichte Brust entspricht [9]. Als Objekte von Interesse wurden kubische HA-µCs der Größe 346,5 µm einbezogen, die maligne Formationen darstellen. Die Detektorgeometrie wurde einem 1 mm CdTe SPCD nachempfunden, mit einer 61x61 Pixel Matrix, 55 µm Pixelabstand und ohne Filterung (siehe Fig. 2).

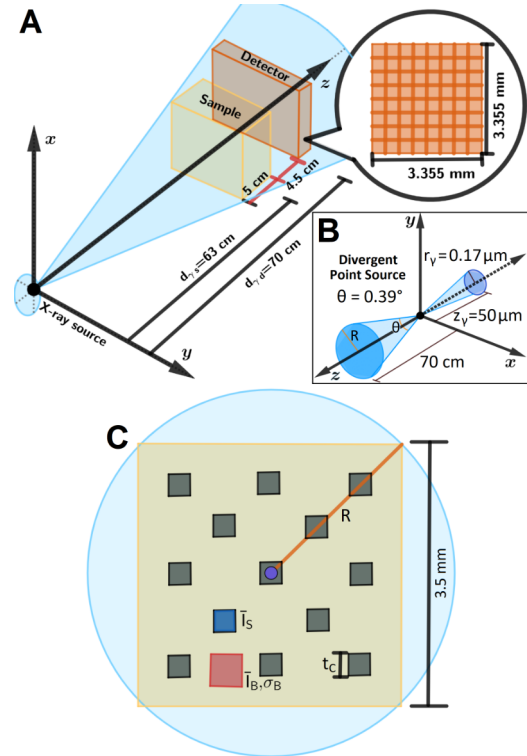


Fig. 2: Schematischer Aufbau der simulierten Bildgebung. A) Bildgebende Geometrie, die einem kommerziellen Mammographiesystem nachempfunden ist, mit einer Matrix von 61 × 61 Pixeln und einem Pixelabstand von 55 µm. B) Planare kreisförmige Punktquelle. C) Phantom mit kubischen µCs (schwarz), Seitenlänge $t_c = 346,5 \mu\text{m}$. Für die CNR-Berechnungen verwendete Regionen: blau für die Signalregion, rot für die Hintergrundregion. ©2024. Alle Rechte vorbehalten. Universidad de los Andes.

Spektroskopische Contrast-to-Noise-Ratio

Um die Bildqualität zu quantifizieren, wurden monochromatische Simulationen mit 10^{10} emittierten Photonen pro Schritt durchgeführt. Daraus wurde der CNR von HA in dichter Brust berechnet. Die CNR ist abhängig von den Dämpfungseigenschaften der Probe und dem vorhandenen Rauschen. In den Simulationen war nur Poisson-Rauschen aus der Röntgenemission vorhanden. Die CNR wurde definiert als:

$$CNR = \frac{C}{C_v}, \text{ mit } C = \frac{\bar{I}_B - \bar{I}_S}{\bar{I}_B}, C_v = \frac{\sigma_B}{\bar{I}_B}$$

Es wurde ein analytisches Modell für die CNR erstellt, indem die Signal- und Hintergrundkomponenten mit Hilfe des Beer-Lambert-Gesetzes definiert wurden und eine Poisson-Statistik für die Photonenemission über einen rauschfreien Detektor angenommen wurde. Der analytische Ausdruck für die spektroskopische CNR lautet:

$$CNR(E) = \sqrt{I_0(E)} \cdot \left(e^{-\frac{\mu_B(E) \cdot t_B}{2}} \right) \cdot \left(1 - e^{-(\mu_C(E) - \mu_B(E)) \cdot t_C} \right)$$

Durch Modifizierung des Terms Eq. 3: ist es möglich, spektroskopische CNR-Kurven für jedes Eingangsspektrum zu erhalten. Es wurden vier verschiedene Eingangsspektren eingeführt, darunter ein Standard-Mammographiespektrum mit Rh-Filterung und drei modifizierte Spektren, die eine Röhrenspannung von 50 keV und Al-Filterung verwenden. Die simulierten Ergebnisse stimmen mit den theoretischen Berechnungen überein, mit kleinen Abweichungen um die Cd- und Te-Fluoreszenzpeaks oberhalb von 23 keV, die auf die Fluoreszenz des Sensormaterials zurückzuführen sind (Fig. 3). Die Folge ist ein Übersprechen zwischen den Pixeln und eine Verteilung der Energie des Ausgangsphotons zwischen benachbarten Pixeln, wodurch aus einem einzigen echten hochenergetischen Photon mehrere falsche Wechselwirkungen entstehen. Dies führt zu einer Verzerrung des erfassten Energiespektrums, wenn es nicht berücksichtigt wird, und verursacht außerdem Bildunschärfe. Durch die richtige Auswahl von Signal- und Hintergrundregionen, die von jeglichen Kanten entfernt sind, wird der Übersprechungseffekt auf die CNR(E)-Kurven weitgehend abgeschwächt.

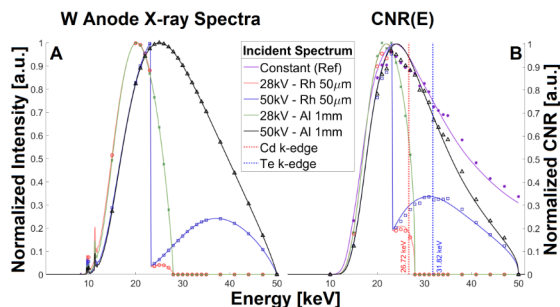


Fig. 3: Spektralkurven abgeleitet aus dem analytischen Modell und dem Simulationsprozess. A) Theoretisch normierte Eingangsspektren für vier verschiedene Fälle. B) Analytische CNR(E)-Kurven und simulierte Datenpunkte, die geringe Abweichungen in der Nähe der Eigenfluoreszenzenergie des Sensors zeigen.

Überblick und Ausblick

Es wurde ein Simulationsrahmen eingerichtet und bestätigt, dass er funktioniert, um spektroskopische CNR-Kurven zu erhalten, die mit einem idealen analytischen Modell für dichte Mammographieaufnahmen übereinstimmen. Die erzielten Ergebnisse zeigen, dass spektrale Optimierungen ein vielversprechender Weg sind, um die Bildqualität auf der Grundlage der Röntgenabschwächung zu verbessern. Darüber hinaus kann ein alternatives Röntgenspektrum entwickelt werden, das es ermöglicht, die gesammelten Informationen zu optimieren, selbst bei den derzeitigen nicht-spektroskopischen Röntgendetektoren, die in aktuellen kommerziellen Mammographiegeräten zu finden sind: Durch die Verwendung eines Al-Filters anstelle eines Rh-Filters zur Modifizierung eines Standard-Mammographiespektrums kann eine erhöhte HA-Sichtbarkeit erreicht werden, selbst bei Vorhandensein von Implantaten (siehe Abb. 1).

Die erhaltenen CNR-Kurven können bereits mit einer beliebigen Anzahl von Bildgebungsverfahren in realen Systemen mit spektroskopischen Fähigkeiten verwendet werden: Die spektroskopische Analyse mit modernsten Detektortechnologien kann die Bildqualität weiter verbessern, indem Techniken zur Energiegewichtung angewandt werden, die sich analytisch, in Simulationen und experimentell als erfolgreich erwiesen haben [10-12].

Literatur

- [1] International Atomic Energy Agency, ISBN 978-92-0-131010-1, URL: <https://www.iaea.org/publications/8841/diagnostic-radiology-physics> (2014)
- [2] G. Bantick, I. Taggart, Br. J. Plast. Surg. 48 (1995)
- [3] A. Siu, Ann. Intern. Med. 164 (2016)
- [4] V.A. McCormack, I. dos Santos Silva, Cancer Epidem. Biomar. 15 (2006)
- [5] N. Boyd, L. Martin, M. Bronskill, M. Yaffe, N. Duric, S. Minkin, J. Natl. Cancer Inst. 102 (2010)
- [6] S. Procz, G. Roque, C. Avila, J. Racedo, R. Rueda, I. Santos et al., IEEE Trans. Med. Imaging 39 (2020)
- [7] G. Roque, C. Avila, M. Pérez-Lara, L. Mendoza, S. Procz, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 992 (2021)
- [8] D. Sarrut, N. Arbor, T. Baudier, D. Borys, A. Etxebeste, H. Fuchs et al., Phys. Med. Biol. 67 (2022)
- [9] C. Balleyguier, S. Ayadi, K. Van Nguyen, D. Vanel, C. Dromain and R. Sigal, Eur. J. Radiol. 61 (2007)
- [10] G. Anton, J. Durst, M. Firsching, J. Giersch, A. Korn, M. Mitschke et al., Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 563 (2006)
- [11] J. Giersch, D. Niederlöhner, G. Anton, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A 531 (2004)
- [12] G. Roque, M.K. Schütz, J. Fey, J.S. Useche, M. Fiederle, S. Procz, J. Instrum. 17 (2022)