

ELEKTRONENTOMOGRAPHIE
3-DIMENSIONALE REKONSTRUKTION AM
RASTER-ELEKTRONENMIKROSKOP DURCH VARIATION
DER ENERGIE DES PRIMÄRELEKTRONENSTRAHLES

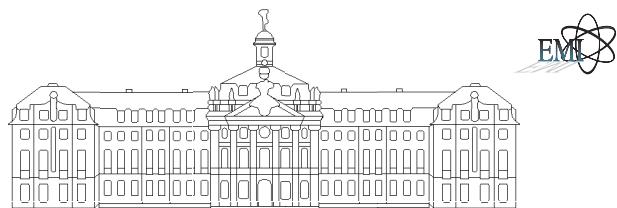
Diplomarbeit

vorgelegt von

Christian Mellen

Münster, im Oktober 1998

Diplomarbeit an der



Westfälischen Wilhelms–Universität Münster

Fachbereich Physik

Physikalisches Institut
Elektronenmikroskopische Abteilung

ELEKTRONENTOMOGRAPHIE
3-DIMENSIONALE REKONSTRUKTION AM
RASTER-ELEKTRONENMIKROSKOP DURCH VARIATION
DER ENERGIE DES PRIMÄRELEKTRONENSTRAHLES

Christian Mellen*



Münster, im Oktober 1998

* e-Mail: mellen@uni-muenster.de und mellen@soft-imaging.de

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	2
2 Grundlagen	3
2.1 Das Rasterelektronenmikroskop	3
2.1.1 Das eingesetzte Hitachi S-4000 LVSEM	3
2.1.2 Bildentstehung	4
2.1.3 Kathode	4
2.1.4 Linsen	5
2.1.5 Detektoren	5
2.2 Wechselwirkungsmechanismen	6
2.2.1 Reichweite der Primärelektronen	6
2.2.2 Rückstreu系数 (η)	9
2.3 Elektronen mit mehr als 5 keV Primärenergie	9
2.4 Kontrast	11
3 Tomographie	13
3.1 Computer Tomographie (CT)	13
3.2 Magneto Resonanz Tomographie (MRT)	15
3.3 Ultraschallrekonstruktion	17
3.4 Röntgentomographie, Röntgendefektskopie	18
3.5 Lumineszierendes Material im SEM	19
3.6 Elektronentomographie	19
4 Experimentelles	21
4.1 Signalverlauf	21
4.2 Detektorsystem am SEM	21
4.3 Grauwerteichung	23
5 Rekonstruktion der BSE-Bilder	25
5.1 Übersicht	25
5.1.1 Aufnahme	25
5.1.2 Alinierung	29
5.1.3 Erstellung der Schnittstapel	30
5.1.4 Volumensegmentierung	31
5.1.5 Rekonstruktion	32
5.2 Grenzen des Verfahrens	32
5.2.1 Grenzen der Tiefen-Auflösung	32
5.2.2 Verschlechterung der lateralen Auflösung?	34
5.2.3 Oberflächentopographie	35
5.3 Verwendete Algorithmen	35
5.3.1 'Volume Rendering' – Terminologie	36
5.3.2 Voxelrekonstruktion	37
5.3.3 Triangulations-Oberflächen-Rekonstruktion	37

6 Vergleich mit Monte-Carlo-Simulationen	39
6.1 Das Programm MOCASIM	39
6.2 Berechnete Rückstreu koef fizienten	40
6.3 Simulierte Wechselwirkungsvolumina	40
6.4 Vergleich: Simulation – Experiment	41
7 Vergleiche mit anderen Methoden	43
7.1 Spektrometer-Methode	43
7.2 Ionenstrahl l ätzung	44
8 Anwendungsbeispiele	45
8.1 Teilweise überlappende Multilayer	45
8.2 Goldquader auf Silizium	47
8.3 DRAM-Chip	50
8.4 10 V Josephson Kontakt	50
9 Zusammenfassung und Ausblick	53
A Anhang	54
A.1 Zur beigelegten CD-ROM	54
A.2 Bilderserien	56
A.2.1 10 V Josephson Kontakt	56
A.2.2 DRAM-Chip	59
Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	63
Literaturverzeichnis	64

gesetzt in \LaTeX unter Verwendung von $\text{\LaTeX} 2\epsilon$ und BM2FONT
Diagramme erstellt mit **TechPlot** # 6174011092

Amedic-3D ist ein Produkt der Fa. A1 Alpha Space Inc. USA
analySIS[©] ist eingetragenes Warenzeichen der Fa. Soft Imaging System GmbH

MOCASIM ist ein Produkt von Herrn em. Prof. Dr. L. Reimer, Münster

Elektronentomographie

Die verschiedenen in der Medizin eingesetzten tomographischen Methoden liefern zur Zeit eine Auflösung in der Größenordnung 0.2 mm. Andere, auf Transmissions-Elektronenmikroskopen beruhende Verfahren visualisieren nur auf atomarer Ebene. Wie aber den inneren Aufbau von Strukturen im nm- bis μm -Bereich reversibel visualisieren? In dieser Arbeit wird eine neue Methode vorgestellt, die ein Raster-Elektronenmikroskop (Scanning Electron Microscope, SEM) einsetzt. Die Ergebnisse, die in drei-dimensionalen Rekonstruktionen münden, lassen sich in vielen materialtechnischen und chiptechnologischen Einsatzgebieten anwenden und können bei Qualitätssicherung, Aufklärung von Defekten u.ä. zur quantitativen Analyse und Bestimmung herangezogen werden.

„...the clarity of the thoughts should also be accompanied by the clarity of the technique.“

PIET MONDRIAAN, 1909

1 Einleitung

Die rechnergestützte drei-dimensionale Rekonstruktion und Darstellung von Proben nimmt in Technik, Wissenschaft und Medizin einen immer größer werdenden Stellenwert ein. Andere Zweige der Forschung und Entwicklung können hiervon nur profitieren. Die Adaption bestehender Algorithmen und Verfahren auf neue Einsatzgebiete ist sicherlich von Interesse.

Vorgestellt werden in dieser Diplomarbeit die Möglichkeiten, die die drei-dimensionalen Darstellung des *inneren Aufbaus ohne Probenerstörung* durch Variation der Energie der Primärelektronen am SEM bietet. Auch die dabei entstehenden Problemfelder werden beleuchtet.

Der Schwerpunkt wurde dabei auf zweierlei Dinge gelegt:

- Darstellung der theoretischen Funktionsweise und
- experimentelle Durchführung der Methode.

Der Aufbau der Arbeit gliedert sich wie folgt: In Kapitel 2 wird eine kurze Zusammenfassung der die Methode betreffenden Grundlagen der Rasterelektronenmikroskopie gegeben, woran sich in Kapitel 3 eine Darstellung der Aufnahmemethoden in der medizinischen Tomographie anschließt. Es folgen in den Kapiteln 4 und 5 die Darstellung der Methode der Elektronentomographie und in Kapitel 6 Vergleiche der gemessenen Strukturen mit Simulationsrechnungen. Im Kapitel 7 werden Vergleiche zu anderen heute verfügbaren Methoden zur Darstellung des Probeninneren gezogen. Die Messung und die Rekonstruktion von Proben aus typischen Einsatzfeldern wird in Kapitel 8 dargelegt. Schließlich wird in Kapitel 9 ein Ausblick, wie die vorgestellte Methode weiter automatisiert und somit verbessert werden könnte, erörtert.

Da in dem hier vorgestelltem Arbeitsfeld der Einsatz von Digitalrechnern unumgänglich ist und die Darstellung in gedruckter Form allein nicht ausreicht, liegt der Arbeit eine CD-ROM bei, auf der sich u.a. Videofilme (avi) befinden, die *bewegte*, d.h. rotierende drei-dimensional rekonstruierte Proben darstellen; mehr dazu in Anhang A.1.

2 Grundlagen

2.1 Das Rasterelektronenmikroskop

In diesem einführenden Kapitel werden kurz die für diese Arbeit wesentlichen Eigenschaften und Zusammenhänge der Raster-Elektronenmikroskopie und der Aufbau des verwendeten Mikroskopes erläutert. Tiefere Einblicke verleihen z.B. die ausführlichen Werke [31] oder [10].

Ein Raster-Elektronenmikroskop¹ dient primär dazu, Bilder der *Oberfläche* von Präparaten zu erzeugen. Diese Bilder werden durch Wechselwirkung eines rasternden Elektronenstrahles mit der Probe erzeugt, indem sekundäre Signale der Probe als Reaktion auf den einfallenden Strahl detektiert und zur Modulation der Helligkeit eines synchron rasternden Elektronenstrahles in einem Monitor benutzt werden.

Um bei Raster-Elektronenmikroskopen ein hohes Auflösungsvermögen mit optimalem Signal/Rausch-Verhältnis zu erreichen, muß ein SEM folgende elektronenoptische Bedingungen erfüllen:

- Im Crossover ist eine sehr hohe Elektronenstromdichte erforderlich. Dies ist möglich durch den Einsatz von Kathoden mit hohen Richtstrahlwerten.
- Für kleine Strahldurchmesser auf der Probenoberfläche darf der Abbildungsfaktor des Crossover nur klein sein, um möglichst viele Elektronen auf die Probenoberfläche zu bringen. Daher sollte der Crossover bereits einen möglichst kleinen Durchmesser haben. Andernfalls blendet die Kondensorblende zu viele Elektronen aus.
- Für kleine Strahldurchmesser und damit verbundener hoher Auflösung, muß der chromatische Fehler C_c klein sein. Dies erfordert eine geringe Energiebreite ΔE der Primärelektronen.

Anhand dieser Kriterien werden die verschiedenen Kathodensysteme (Wolfram-, Feldemissionssysteme) elektronenoptisch unterschieden und bestimmen das jeweilige Einsatzfeld des Mikroskopes.

Eine Möglichkeit, die „Leistungsfähigkeit“ einer Kathode zu beschreiben, ist der Richtstrahlwert des Kathodensystems. Der Richtstrahlwert gibt das Verhältnis der Anzahl der Elektronen pro Flächeneinheit = Crossoverdurchmesser (Stromdichte) zum Raumwinkel Ω an, in den die Elektronenemission erfolgt ($A/cm^2 sr$) und wird auch „Brightness“ oder „Helligkeit einer Kathode“ genannt.

2.1.1 Das eingesetzte Hitachi S-4000 LVSEM

Das für die vorliegende Arbeit zur Verfügung stehende SEM Hitachi S-4000 ist ein Feld-Emissionsgerät, dessen Kathodensystem sich hervorragend für

¹ Aufbau zurückgehend auf Ideen von M. Knoll und M. von Ardenne

die Elektronentomographie eignet, da es die Vorteile eines hohen Richtstrahlwertes in Kombination mit einer sehr geringen Schwankungsbreite ΔE der Primärelektronen aufweist.

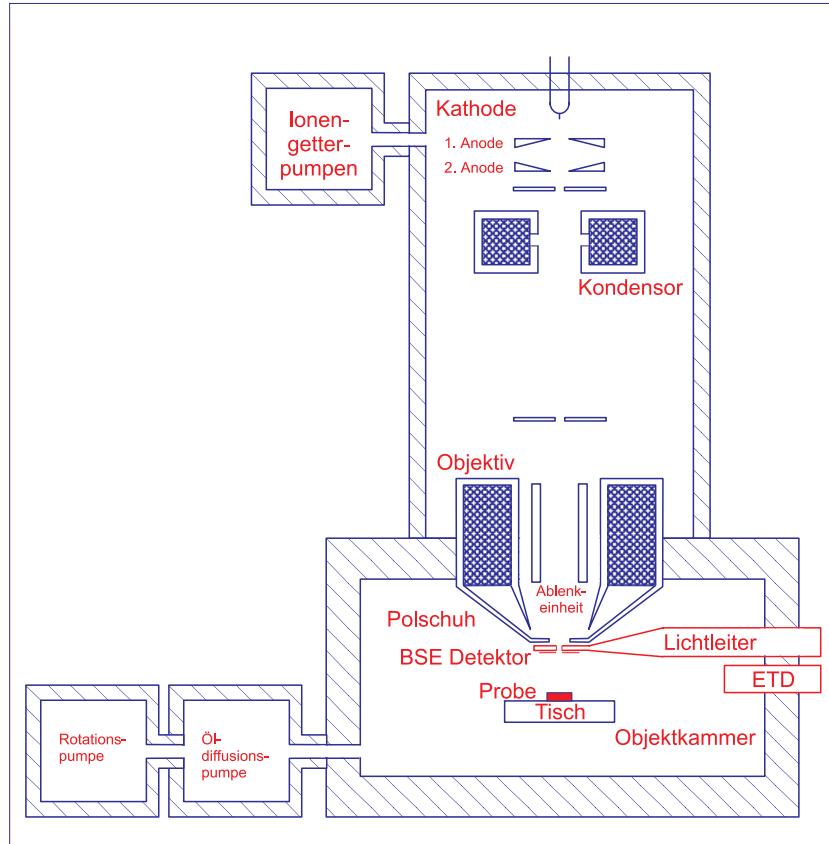


Abbildung 1: Schemazeichnung des verwendeten Raster-Elektronenmikroskopes Hitachi S-4000 mit eingebautem BSE-Detektor.

2.1.2 Bildentstehung

Beim Rasterelektronenmikroskop entsteht das Bild der Probe durch Detektion der von der Probe ausgesandten Signale (z.B. Sekundär-, Rückstreu-Elektronen) bei Rasterung des Primärelektronenstrahles über den darzustellenden Bereich der Probe. Dieses Signal dient der bildlichen Darstellung, indem es die Helligkeit eines synchron rasternden Elektronenstrahles in einem Monitor moduliert.

2.1.3 Kathode

Um bei der im S-4000 eingesetzten kalten Feldemissionskathode genügend Elektronen für hohe Strahlströme zu erhalten, sind Felder von $3.5 \cdot 10^7 \text{ V/cm}$ bis $4.5 \cdot 10^7 \text{ V/cm}$ erforderlich. Diese hohen Feldstärken können aber nur bei Kathoden erreicht werden, die eine sehr feine Spitze aufweisen. Daher besteht eine Feldemissionskathode aus einem gebogenen Wolframdraht, auf

dem ein Wolframeinkristall mit einer sehr feinen Spitze mit einem Krümmungsradius von $0.1 \mu\text{m}$ aufgebracht ist. Um den Bereich, aus dem Elektronen austreten, klein zu halten, wird ein Wolframeinkristall gewählt, dessen Spitze eine $\langle 310 \rangle$ Orientierung mit einer resultierenden Austrittsarbeit von 4.5 eV aufweist.

Das weitere System zur Erzeugung eines Elektronenstrahles mit Hilfe einer Feldemissionskathode besteht aus zwei Anoden (siehe Abbildung 2). Die Extraktionsspannung V_1 ($0 - 6.5 \text{ kV}$), die zwischen Kathode und Anode 1 anliegt, erzeugt das erforderliche starke elektrische Feld an der Spitze der Kathode, so daß Elektronen aus der kalten Kathode austreten. Die Beschleunigungsspannung V_0 ($0.5 - 30 \text{ kV}$) zwischen der Kathode und der 2. Anode sorgt für die Beschleunigung der Elektronen.

Der Betrieb von kalten Feldemissionskathoden verlangt ein extrem gutes Vakuum. Damit läßt sich einerseits die Kathodenspitze vor Kontamination durch Ionenbeschuß schützen; andererseits wird so eine stabile Elektronenemission gewährleistet. Hierzu sind Iongetterpumpen erforderlich und installiert.

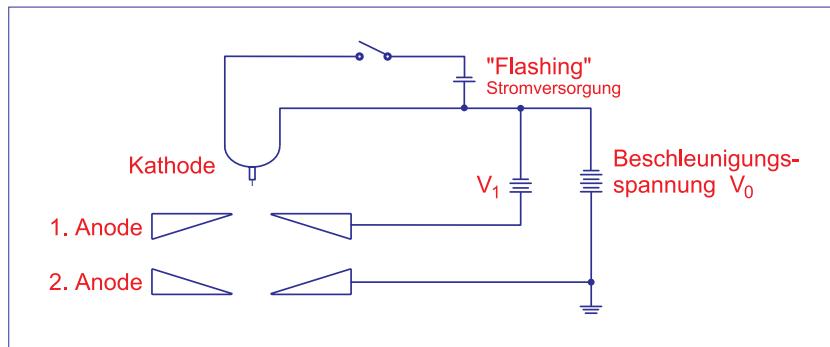


Abbildung 2: Prinzip einer Feldemissionsquelle.

2.1.4 Linsen

Die elektromagnetischen Linsen eines SEMs bilden den Crossover verkleinert auf der Probenoberfläche ab. Dazu werden i.a. zwei Kondensor- und eine Objektivlinse verwendet (s. Abbildung 1 und 2). Alle drei Linsen bilden den Crossover auf der Probenoberfläche verkleinert ab. Trifft der Stahl auf der Probenoberfläche auf, hat er den Sondendurchmesser d . Mit der Objektivlinse wird der Elektronenstrahl auf die Probenoberfläche fokussiert, so daß das Bild auf dem Monitor maximale Feinheiten zeigt.

2.1.5 Detektoren

Standardmäßig ist im verwendeten Hitachi S-4000 ein Everhard-Thornley-Detektor (ETD) eingebaut. Dieser weist die Besonderheit auf, daß er kein Drahtnetz besitzt, an das ein Potential zur Nachbeschleunigung der Elektronen angelegt werden könnte. Mit Hilfe dieses Detektors können Kontraste

der Sekundärelektronenausbeute gut dargestellt werden, jedoch kaum Materialkontraste. Daher wird der kommerzielle Detektor nicht zur Bildaufnahme in dieser Arbeit benutzt, sondern ein angularer Top-Detektor nach Hejna (siehe [1] und [8]), der unterhalb des Polschuhes in das Mikroskop eingebracht wird.

Der Top-Detektor wird in Kap. 4.2 (Seite 21) noch näher beschrieben.

2.2 Wechselwirkungsmechanismen zwischen Primärelektronen und Probe

Durch die verschiedenen Wechselwirkungsmechanismen des Primärelektronenstrahles mit der Probe wird eine Vielzahl meßbarer Signale erzeugt. Dies ist in Abbildung 3 dargestellt. Für die Elektronentomographie sind jedoch nur die Rückstreuerelektronen (BSE) interessant, da sie Tiefen- und Ordnungszahlinformation liefern. Nur diese Elektronen – mit einer Energie zwischen 50 eV und der Primärenergie – werden für die nachfolgende Verarbeitung und schließlich die Rekonstruktion detektiert.

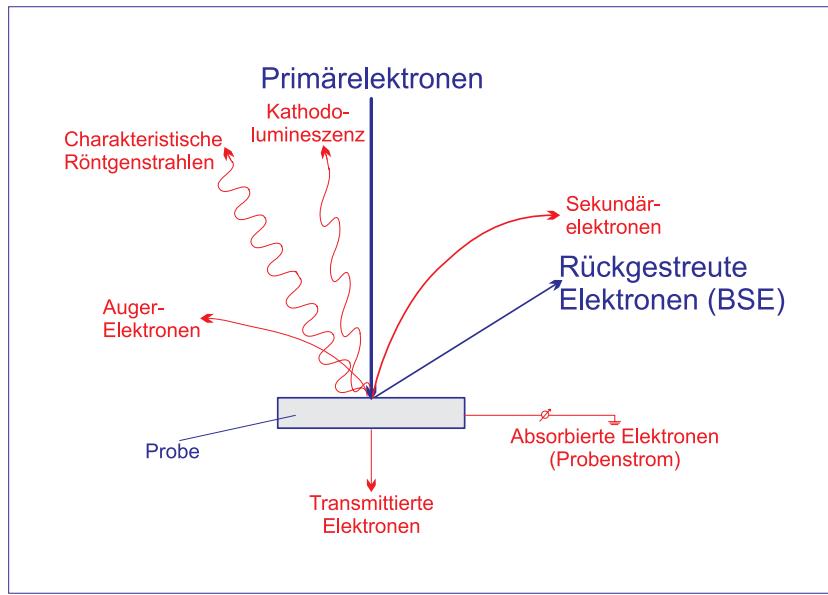


Abbildung 3: Signale der Probe im SEM.

Die Detektion der Sekundärelektronen wird hauptsächlich zur Abbildung der reinen Oberflächenstruktur, des Topographiekontrasts, benutzt, wohingegen Rückstreuerelektronen eine gute material- und primärenergieabhängige Abbildung erlauben.

2.2.1 Reichweite der Primärelektronen

Die Primärelektronen werden im Festkörper durch unelastische Streuprozesse abgebremst. Es existieren im wesentlichen zwei verschiedene Definitionen der Reichweite der Elektronen:

- die *Bethe-Reichweite* und
- die *praktische Reichweite*.

Die Bethe-Reichweite berechnet sich aus der Integration des Bremsvermögens (engl. Stopping Power) $S(E)$ mit $dE_m(s)$ als mittleren Energieverlust pro Wegelement ds zu

$$S(E) = \left| \frac{dE_m}{ds} \right| = \frac{2\pi e^4 N_A \rho Z}{(4\pi\epsilon_0)^2 A E} \ln \left(\frac{1.166 E}{J} \right) \quad (1)$$

mit der Avogadro-Konstante N_A , der Dichte ρ , der Ordnungszahl Z und dem Atomgewicht A zu

$$R_B = \int_{E_{min}}^E \frac{dE}{S(E)}, \quad (2)$$

wobei J das mittlere Ionisationspotential mit $J = 9.76 Z + 58.5 Z^{-0.19}$ für $Z \geq 13$ und $J = 11.5 Z$ für $Z \leq 12$ ist. Setzt man in (1) E und J in keV ein, so erhält man S in $\text{keVcm}^2 \mu\text{g}^{-1}$.

Die praktische Reichweite R wird experimentell z.B. mittels Transmissionsmessung von Elektronen durch immer dicker werdende Schichten bestimmt. Berechnet wird die Zunahme der Massendicke zu $x = \rho t$ mit t als Schichtdicke. Bei Elementen mit niedriger Ordnungszahl, wie z.B. Kohlenstoff, sind die Diffusionswolken aufgrund der geringen elastischen Streuwinkel pinselförmig – die Bethe-Reichweite ist ungefähr so groß wie die praktische Reichweite. Für die Elemente, die in dieser Arbeit untersucht werden und die eine höhere Ordnungszahl besitzen (z.B. Gold, Silizium, Kupfer), ist auf Grund der stärkeren elastischen Großwinkelstreuung die Diffusionswolke eher breiter und die praktische Reichweite wird ca. zweimal bis dreimal geringer als die Bethe-Reichweite.

Die praktische Reichweite R kann bei Energien der Primärelektronen oberhalb von ca. 10 keV hinreichend genau durch die *Libby*-Formel beschrieben werden:

$$R = \frac{20}{3} E^{\frac{5}{3}}. \quad (3)$$

Werden in die Libby-Formel die Energien E in keV eingesetzt, ergibt sich die Reichweite R in $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Nach Division durch die Dichte in g/cm^3 und Multiplikation mit dem Faktor 10 erhält man die Elektronenreichweite in der Einheit nm.

Im weiteren Verlauf dieser Arbeit wird immer die praktische Reichweite durch Berechnung nach (3) ermittelt. Die Austrittstiefe T_{BSE} wird als die Hälfte der praktischen Reichweite angenommen.

In Abbildung 4 [44] wird die Abhängigkeit der verschiedenen Austrittstiefen bei konstantem Material (am Beispiel Aluminium) und Veränderung der Primärenergie dargestellt.

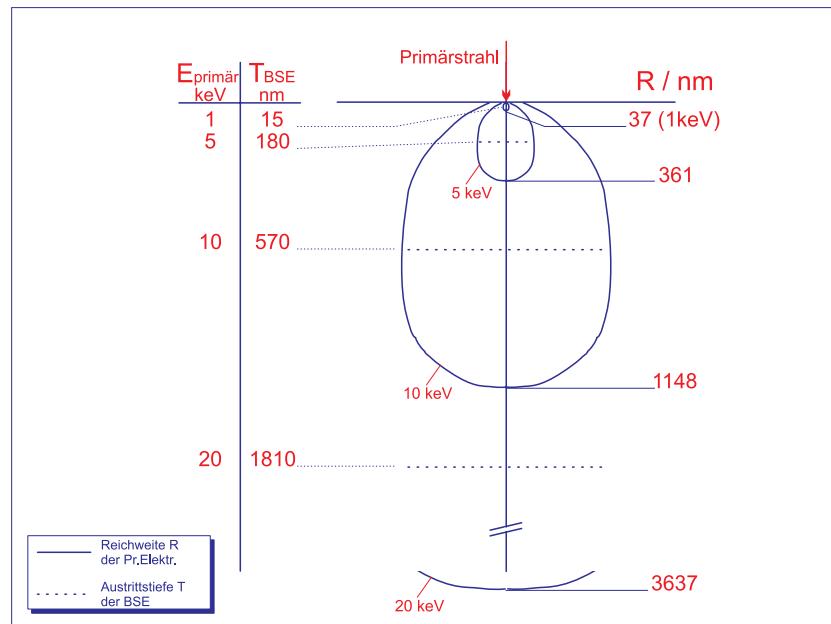


Abbildung 4: Reichweite R , Wechselwirkungsvolumen und Austrittstiefe T in Al für $E_{primär}$ von 1, 5, 10 und 20 keV.

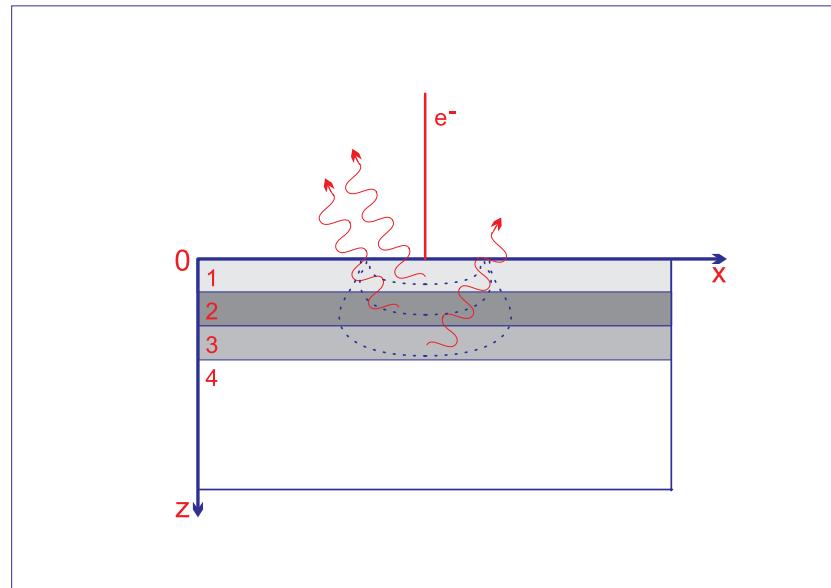


Abbildung 5: Schematischer Verlauf der Interaktionsvolumen bei verschiedenen Primärenergien in einer mehrschichtigen Probe.

2.2.2 Rückstreuoeffizient (η)

In [47, Seite 18ff.] wurden die Rückstreuoeffizienten für viele Präparate (zumeist Reinelemente) gemessen. Tollkamp kommt in ihrer Arbeit zu dem Schluß, daß für Primärenergien über ca. 10 keV die Rückstreuoeffizienten η nahezu konstant bleiben. Ein Vergleich dieser Messungen mit Monte-Carlo-Simulationen (MOCASIM) zeigt die sehr deutliche Übereinstimmung (zum Vergleich siehe Abbildung 29 auf Seite 40). Abbildung 6 stellt die Ergebnisse von Tollkamp graphisch dar (siehe auch [31, Seite 137f.]).

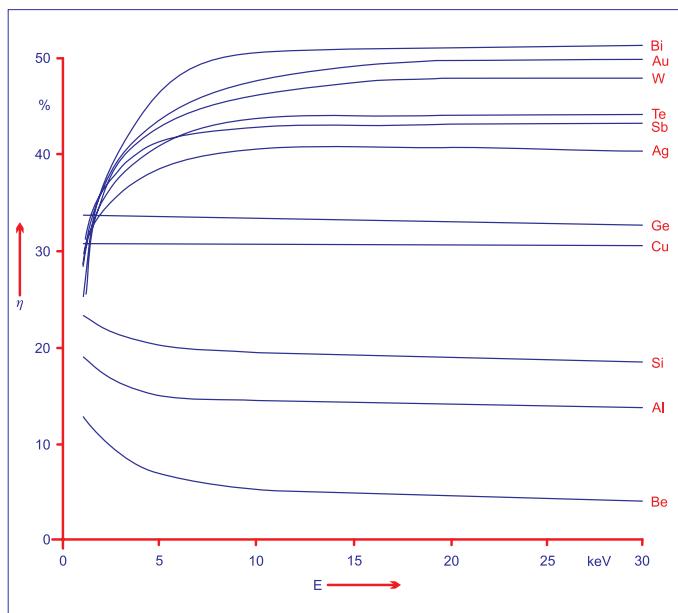


Abbildung 6: Gemessene Rückstreuoeffizienten für einige ausgewählte Elemente [47].

Die Auswirkung des Lambert'schen Cosinusgesetzes (siehe [6]) auf η kann im Folgenden vernachlässigt werden, da der Einstrahlwinkel ξ konstant senkrecht zur Probenoberfläche gehalten wird und damit $\frac{d\eta}{d\Omega} = \frac{\eta}{\pi} \cos \xi$ ebenfalls konstant bleibt.

2.3 Elektronen mit mehr als 5 keV Primärenergie

Wie man aus Diagramm 6 erkennt, ist eine Einschränkung auf einen Primärenergiebereich, in dem der Rückstreuoeffizient je Element nahezu konstant ist, für 5-10 keV bis zur maximalen Primärenergie des verwendeten Mikroskopes von 30 keV notwendig. Bei niedrigen Energien unter 5 keV ist die Konstanz bei manchen Materialien nicht mehr gegeben. Abhängig von der Zusammensetzung der Probe (in der Schichtfolge) kommt es dann eventuell zu Kontrastumkehreffekten, die eine spätere Interpretation als Eingang für die Rekonstruktion stark erschweren oder unmöglich machen. Hinzu kommen unerwünschte Kontaminationseffekte insbesondere im Low-kV-Bereich unter 5 kV Beschleunigungsspannung (siehe z.B. [28]).

Tabelle 1 stellt die typischen Reichweiten einiger ausgewählter Elemente (Angaben in nm) vor.

Energie [keV]	Silizium	Aluminium	Kupfer	Silber	Gold
5	424	361	110	93	51
10	1348	1148	348	295	101
15	2643	2252	683	579	315
20	4270	3637	1103	935	509
25	6196	5278	1601	1357	738
30	8396	7152	2170	1839	1001

Tabelle 1: Übersicht der Reichweiten der Primärelektronen in einigen Elementen bei typischen Primärenergien (alle Angaben in nm).

Schon diese Werte zeigen ein wichtiges Anwendungsgebiet: Genau in diesem Dickenbereich liegen heutige Multilayer-Entwicklungen der Chip-technologie, so z.B. Halbleiterspeicher und Prozessoren. Dort wird hauptsächlich Aluminium eingesetzt. Die Entwicklung auf diesem Gebiet geht jedoch mehr und mehr zu kupfernen Leiterbahnen über (siehe hierzu auch [21, Seite 90ff.]).

Leider ist es aufgrund der Geheimhaltung firmeninterner Techniken nicht gelungen, eine solche neuartige Probe von entsprechenden Firmen zu bekommen. Bei der wirtschaftlichen Brisanz ist dies allerdings verständlich.

Die folgenden Abbildungen 7 und 8 zeigen genau diese Entwicklungen.

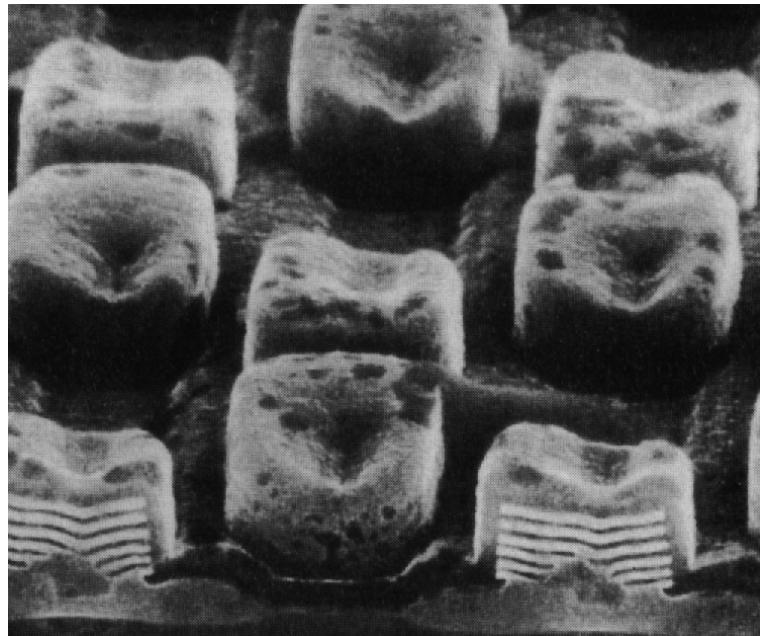


Abbildung 7: Prototyp von Speicherzellen (Stapelkondensatoren) für zukünftige Speicherchips wie den Ein-Gigabit-Chip. Da für DRAM-Chips eine minimale Speicherkapazität von 25 fF notwendig ist, bringt es erhebliche Platzvorteile, die Kondensatorelemente vertikal übereinander zu stapeln. Die Dicke der Schichten beträgt etwa 50 nm. (Foto: Siemens; aus: Phys. Bl., 53 (1997) Seite 1206)

Abbildung 7 ist ein Sekundärelektronenbild eines SEMs, die Probe wurde schräg von vorne aufgenommen; am unteren Bildrand ist die Probe real

durchgeschnitten oder gebrochen, um den inneren Aufbau der Stapelkondensatoren sichtbar zu machen.

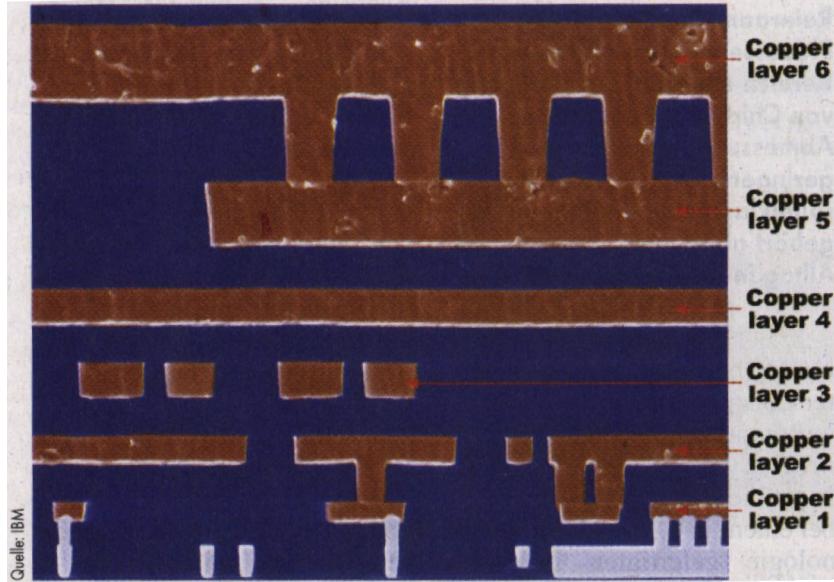


Abbildung 8: IBMs neuer CMOS-7S-Prozeß ermöglicht die Integration von sechs Metallagen bei $0,22 \mu\text{m}$ kleinen Strukturen. Senkrechter Schnitt durch diese Lagen. (Foto: IBM; aus: c't, Ausgabe 12/97, Seite 93, Heise Verlag.)

Abbildung 8 stellt einen senkrechten Schnitt durch einen Prototypen eines neuen Prozessors dar. Interessant wäre für die Hersteller, die an einer großen Ausbeute von funktionsfähigen Chips pro Wafer (dem sog. 'yield') interessiert sind, bei defekten Chips z.B. Durchschläge zwischen diesen Ebenen darstellen zu können. Damit wären dann Problemstellen innerhalb der Struktur aufklärbar.

2.4 Kontrast

Der Bildkontrast C ist definiert als

$$C = \frac{S_2 - S_1}{S_2} \quad S_2 > S_1, \quad (4)$$

wobei S_1 und S_2 zwei beliebig ausgewählte Bildhelligkeitspunkte innerhalb des abgerasterten Probenfeldes sind. Definitionsgemäß ist also C immer positiv und beschränkt auf Werte des Intervall $[0, 1]$. Der gegebene Kontrast C ist eine reale Meßgröße, die sich auf das von der Probe erzeugte Signal bezieht. S_1 und S_2 sind die Signale, die der Detektor liefert, bevor sie eine Verstärkung oder ein anderes Glied in der bildgebenden Kette durchlaufen. Bei der Diskussion des Kontrastes ist es wichtig, Probe *und* Detektor als eine Einheit aufzufassen, denn der Kontrast ist sowohl von der Probe als auch vom Detektor und dessen Eigenschaften abhängig. Der Kontrast des die Probe verlassenden Signals ist abhängig von Ereignissen innerhalb oder an der Oberfläche der Probe (z.B. Streuung an verschiedenen Atomsorten)

oder -dichten) oder von in der Nähe der Oberfläche befindlichen elektrischen oder magnetischen Feldern. Dieser Kontrast kann durch die Eigenschaften des Detektors beeinflußt werden, z.B. kann der Detektor speziell für hochenergetische RückstreuElektronen sensitiv sein. Das Ausgangssignal des Detektors repräsentiert also die für die jeweilige Anwendung optimierten Parameter des Proben-Detektor-Systems. Nachfolgende Verstärkung und Signalverarbeitung (analog und digital) betrifft nur die Darstellung, nie den ursprünglichen Informationsgehalt des Signals. Das Signal selbst kann nach Ausgang des Detektors nicht mehr *verbessert*, sondern nur auf verschiedene Art dargestellt werden. Jedoch ist die Visualisierung in einer dem Betrachter oder dem Computer angepaßten Art zweckmäßig, da andernfalls nur schwer eine Interpretation des Signals erfolgen kann.

In dieser Arbeit muß das gewonnene Detektorsignal möglichst unverfälscht in die Berechnungen und Rekonstruktion eingehen. Es darf nicht schon vor der Rekonstruktion für die visuelle Darstellung 'optimiert' werden, denn dann gingen z.B. nach einer Kontrastoptimierung die zur Entfaltung und damit zur Rekonstruktion notwendigen Informationen verloren.

3 Tomographie

Dieses Kapitel beschäftigt sich zunächst ausführlicher mit den bildgebenden Verfahren in anderen wissenschaftlichen Gebieten, speziell der Medizin. Dort treten ähnliche Probleme auf, wie sie auch bei der Auswertung und Darstellung in der Elektronentomographie auftreten. Teilweise können Ansätze aus diesen Verfahren übernommen werden. Um das Verständnis der bildgebenden Verfahren zu erleichtern, werden einige gängige Verfahren vorgestellt.

3.1 Computer Tomographie (CT)

Röntgen-Computer-Tomographie (CT), auch Computer Aided Tomographie genannt, ist die momentan wahrscheinlich bekannteste 3D-Methode. Fast jedes mittelgroße Klinikum ist mit mindestens einem dieser Geräte ausgestattet. Ein CT-Instrument (Scanner) rekonstruiert ein dreidimensionales Gebilde des Patienten 'scheibchenweise'. Um diese Abbildung zu erstellen, wird der Patient durch den röhrenförmigen Scanner gefahren. Das Rechnersystem des Scanners unterstützt primäre Aufgaben wie die Kontrolle, Bildverarbeitung, Bildarchivierung und Bildvorschau.

Der Scanner nimmt ein Bild auf und überträgt die Intensitätsinformation zu einem Rechner, der die Information in ein darstellbares Bild umwandelt, welches dann weiterverarbeitet werden kann. Neben dem Scanner gehören außerdem Rechner und Bildschirm, Speichermedium und ein Drucker zu einem kompletten CT-System.

Der CT-Scanner mißt den Grad der Transparenz der Probe mittels der Menge an durchgelassener Röntgenstrahlung. Knochen als Beispiel ist ein gutes Absorptionsmedium für Röntgenstrahlung. Auf der anderen Seite absorbieren Fettgewebe, Herz und Leber Röntgenstrahlung wesentlich weniger. Die Absorption von Röntgenstrahlung in Geweben hängt von der Elektronendichte der Moleküle innerhalb des Materials ab. Alle Elemente (mit Ausnahme von Wasserstoff) besitzen ungefähr die gleiche Anzahl Elektronen pro Masseneinheit. Aus diesem Grund haben Elemente größerer Dichte mehr Elektronen pro Schichtdicke und absorbieren daher stärker. Verbildlichung ist also möglich durch die Darstellung der Absorptionsgröße.

Bei der konventionellen CT wird der Patient schrittweise durch das Rohr des Scanners geführt. Bei jeder festen Position wird die Aufnahme einer Scheibe durch Detektion der durchgelassenen Röntgenstrahlung gemacht. Die Röntgenstrahlungsquelle und die Detektoren befinden sich in einer drehbaren Anordnung, die zur Aufnahme einer großen Anzahl von Röntgenintensitätsmessungen benutzt wird. Moderne CT-Scanner bewegen den Patienten konstant durch die Röhre, während sich die Quellen- Detektoren-Anordnung dreht. Insgesamt können mit einem modernen CT-Scanner 30 Rotationen innerhalb von 30 Sekunden durchgeführt werden, wogegen ein konventioneller CT-Scanner dazu ca. 30 Minuten benötigt. Die an den Detektoren aufgenommenen Daten werden im Speicher abgelegt. Der Rechner bestimmt aus

der detektierten Röntgenintensität die räumliche Materialdichte. Dies wird durch eine mathematische Prozedur erreicht, die *Entfaltung und Rückprojektion* genannt wird.

In Abbildung 9 ist schematisch ein typischer CT-Scanner dargestellt. Standardmäßig werden die Daten in 0.5° -Schritten aufgenommen. Dies erfordert 720 Rückprojektionen, um eine Scheibe des Patienten zu erhalten. Nochmalige Ausführung der Rotation nach Translation des Patienten (zwischen 1 und 10 mm) führt zur nächsten Scheibe. Im Normalfall werden 64 Scheiben aufgenommen, jede mit 256 mal 256 Bildpunkten (Pixeln) mit einer Genauigkeit (Farbtiefe der Digitalisierung) von 12 bit. Bei neueren Geräten tendiert man zu 512^3 Pixel großen Datensätzen.

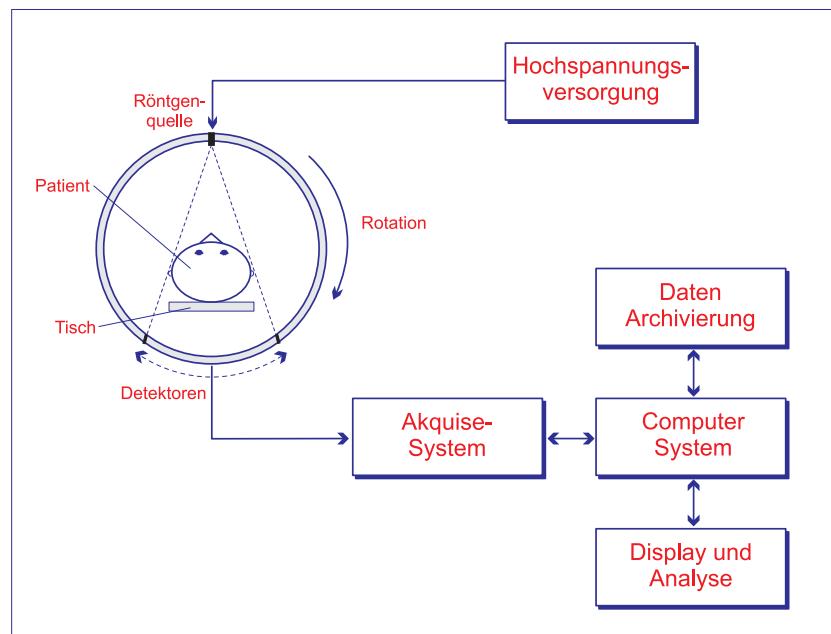


Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Computer-Tomographen (CT).

Der Grauwert der einzelnen Pixel (also die Röntgenabsorptionsdynamik) wird in den sog. Hounsfield Einheiten (Hounsfield Units, HUs) gemessen. Die typischerweise benutzte 12 bit Auflösung ergibt 4096 mögliche HUs. Dies wird in Abbilung 10 dargestellt. Die individuellen Dichtewerte korrespondieren zu einer gewichteten Summe der Materialdichten aller im Volumen befindlichen Materialien. Dieser Effekt wird *partieller Volumeneffekt* genannt. Das größte Problem aller CT-Scanner ist, daß alle weichen Gewebe auf einem kleinen Intervall abgebildet werden. Dies ist ebenfalls in Abbildung 10 dargestellt. Es ergibt sich ein schlechter (geringer) Kontrast zwischen den diversen weichen Gewebearten. Der Kontrast zwischen Knochen und weichen Geweben ist jedoch sehr groß. Ein weiterer Nachteil der CT ist die Verwendung von Röntgenstrahlung. Diese kann zu Veränderungen der DNA der Patienten führen, die die Wahrscheinlichkeit für Krankheiten, z.B. Krebs, erhöht.

Die Geschwindigkeit der Aufnahme der CT-Scanner hat sich im Laufe der Jahre stetig erhöht, benötigt aber immer noch einige Minuten für einen 256^3 Pixel großen Datenwürfel. Es ist klar, daß die Rotation der Röntgenquelle-Detektoren-Anordnung der limitierende Faktor der Geschwindigkeit sein muß. Bewegungsartefakte bei der Aufnahme sind allgegenwärtig und dynamische Datenakquise ist in naher Zukunft wohl noch nicht erreichbar. An der Universität von San Francisco ist ein neuer CT-Scanner entwickelt worden (im Vertrieb der Fa. Imatron Inc.), der eine sehr schnelle Akquise erlaubt.

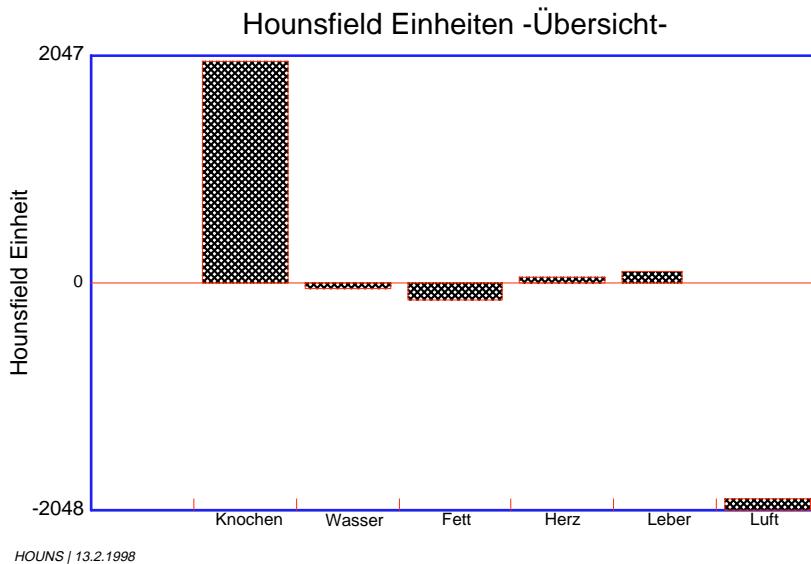


Abbildung 10: Verteilung der Hounsfield Einheiten.

Bei ultra schnellen CT-Scannern wird von der rotierenden Anordnung abgesehen, der Patient wird ruhig auf einen Tisch in die Röhre gelegt, die aus vier Wolframringen besteht. Ein Elektronenstrahl wird zur Herstellung der Röntgenstrahlung benutzt. Wenn der Elektronenstrahl den Wolframring trifft, emittiert dieser die gewünschte Röntgenstrahlung. Diese ultra schnellen CT-Scanner sind ca. 20 mal schneller als die konventionellen.

Bei dieser Methode können heute Auflösungen erzielt werden, die lateral bis herab zu 0.2 mm bei einer abzubildenden Schichtdicke von 8 mm beträgt. Die Auflösung hinsichtlich der Dichte des Gewebes liegt bei 0.5 % bis 0.2 %.

3.2 Magneto Resonanz Tomographie (MRT)

Wie auch bei der CT, arbeiten MRT-Scanner *scheibchenweise*. Die Scheibendicke variiert hierbei von weniger als 1 mm bis hin zu mehreren Zentimetern. Abbildung 11 zeigt den grundlegenden Aufbau eines MRT-Scanners.

Um ein Bild zu erhalten, wird der Patient in ein starkes statisches Magnetfeld eines Ringmagneten gelegt, welches in der Größe von 0.5 bis 4 Tesla liegt. Dieses starke Magnetfeld richtet sämtliche magnetischen Felder auf atomarer Ebene aus, wodurch das magnetische Moment der Atome dann entgegengesetzt zum äußeren statischen Feld ausgerichtet ist. Es entsteht ein *statisches Gleichgewicht*.

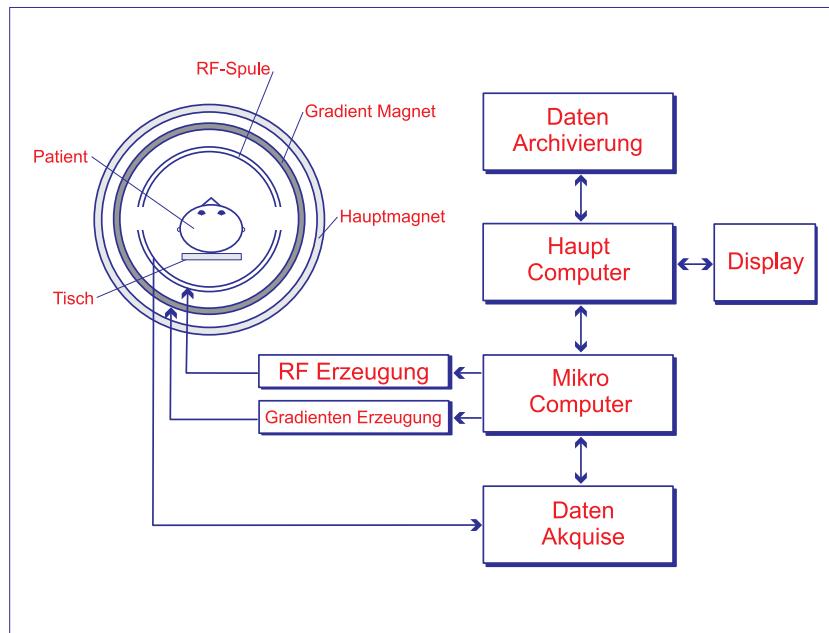


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Magneto-Resonanz-Tomographen (MRT).

MRT benutzt die magnetische Resonanz der Nuklide wie z.B. 1H , ^{13}C , ^{19}F und ^{31}P . Fast alle der heute verwendeten Methoden benutzen den Wasserstoffkern (1H) wegen des hohen Anteils von Wasserstoffatomen im menschlichen Körper. Wasserstoffkerne sind in Wasser, Proteinen, Fetten und fast allen anderen biologischen Proben in signifikanten Konzentrationen vorhanden. Der Typ des für die Abbildung verwendeten Kerns wird durch die Frequenz des Inversionspulses festgelegt. Jeder Kern besitzt ein anderes gyromagnetisches Verhältnis, und die Stärke des magnetischen Feldes ist die Pulsfrequenz. Für Protonen ist das gyromagnetische Verhältnis $4,26 \cdot 10^7 \frac{Hz}{T}$, also ist in einem 1 Tesla starken Feld die Frequenz des RF (Radio Frequenz) Inversionspulses 42,6 MHz (Larmor Frequenz).

Um ein Bild zu erhalten, wird eine Serie von magnetischen Feldgradienten in x,y und z -Richtung mittels Quadrupolmagneten eingespeist, und diese sind dem Haupt-Magnetfeld in z -Richtung überlagert. Alle Magnetfelder werden in z -Richtung (=longitudinal) ausgerichtet, die Größe wird variiert. Typischerweise selektiert man eine Scheibe entlang der z -Achse durch einen Gradienten, so daß nur Nukleonen innerhalb der Scheibe zur Magnet-

feldstärke gehören, die den RF-Puls absorbieren können. Nur die 1 Tesla Scheibe wird vom Inversionspuls bei 43 MHz betroffen sein, so daß es sich dabei um die abgebildete Scheibe handelt.

Der Kontrast des Bildes wird durch das RF-Signal bestimmt. Eigentlich handelt es sich bei diesem Signal um eine Folge von Pulsen. Zwei charakteristische Parameter sind für das erzeugte Bild maßgebend:

- **TR, repetition time** (Wiederholrate)

Bei dem RF-Signal handelt es sich um eine Pulssequenz. Die Wiederholungsrate der Pulssequenz wird als TR bezeichnet.

- **TE, echo time** (Echorate)

Die TE ist das Zeitintervall zwischen Aussendung des RF-Pulses und der Detektion des MRT-Signales in den Detektorspulen.

Der Scanner kann einen Wert oder eine Kombination der drei folgenden Größen messen:

- **T1 Relaxationszeit**

Die Zeit, die der Spin eines Nukleons benötigt, um nach Anregung aus einer zufälligen in Richtung des angelegten Feldes zu gelangen.

- **T2 Relaxationszeit**

Die Zeit, die ein Nukleon benötigt, um in derselben Region außer Phase zu gelangen, während das äußere Feld verändert wird.

- **Protonendichte**

Die Gesamtzahl der Protonen in einem gegebenen Volumen.

MRT-Bilder sind typischerweise in der Größenordnung 256^3 *Voxel* (zusammengesetztes Wort aus 'Volume Pixel'; Raum-Bild-Punkt), jedes in einer 12 bit-Auflösung. Der größte Vorteil der MRT gegenüber der CT ist der sehr starke Kontrast verschiedener Weichgewebe untereinander. Knochen allerdings werden bei der MRT nur schwach abgebildet. Vielleicht wird eine Kombination aus CT und MRT einmal zu einer guten Abbildungsmöglichkeit mit genügend Kontrast sowohl unter verschiedenen Geweben, als auch zu Knochen, führen. Ein weiterer Nachteil der MRT ist das Rauschen im Signal: Rayleigh Rauschen wegen des Spin-Echos und Gaußsches Rauschen bei der Inversionsumkehr.

3.3 Ultraschallrekonstruktion

Pöppe zeigt in einem Übersichtsartikel [27] die Probleme, aber auch die Möglichkeiten des Einsatzes der Rekonstruktion aus Ultraschallbildern. Die folgende Abbildung 12 ist diesem Artikel entnommen².

²Original Bildunterschrift: „Nahfeldartefakte (das Brett vor dem Kopf, links) entfernt man mit der Schlauchmethode, deren Reste und weitere *speckles* mit dem Radiergummiverfahren.“

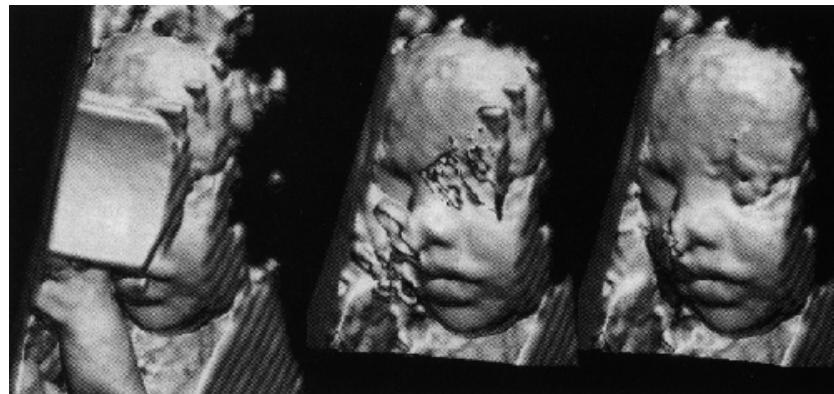


Abbildung 12: Rekonstruktion eines Babykopfes im Mutterleib aus Ultraschallbildern.

An diesem Bild erkennt man deutlich die Grenzen der Rekonstruktionsalgorithmen, die durch die Quellbilder bedingt sind. Das „Brett vor dem Kopf“ kann nur mit manuellem Eingriff durch den Operator beseitigt werden, dem Rechner mit seiner Software sind hier (noch) Grenzen gesetzt. Auf diesen Punkt wird später bei der Elektronentomographie noch eingegangen.

3.4 Röntgentomographie, Röntgendefektroskopie

In der Röntgentomographie wird eine Probe mit einem auf ca. $8 \mu\text{m}$ fokussierten Röntgenstrahl durchleuchtet und die transmittierte Intensität mit einer CCD-Kamera aufgenommen. Die Probe rotiert schrittweise bei der Aufnahme und das System ermöglicht somit eine Abbildung aus verschiedenen Richtungen. Kommerzielle Systeme (z.B. Philips (NL), MediXtec (D), CR-technology (USA)) sind auf dem Markt erhältlich. Wie in Abbildung 13 gezeigt, kann aus den aufgenommenen Bildern die Probe rekonstruiert werden. Daß hierfür wiederum eine relativ hohe Rechenleistung (um die Rechenzeit in Grenzen zu halten) erforderlich ist, zeigen die Arbeiten von [39]: Für die Rekonstruktion wurde ein 200 MHz Dual-Pentium Pro mit 128MB RAM unter Windows NT verwendet. Die erreichbare Auflösung des verwendeten Systems beträgt 1024^2 Pixel in 10 bit Datentiefe.

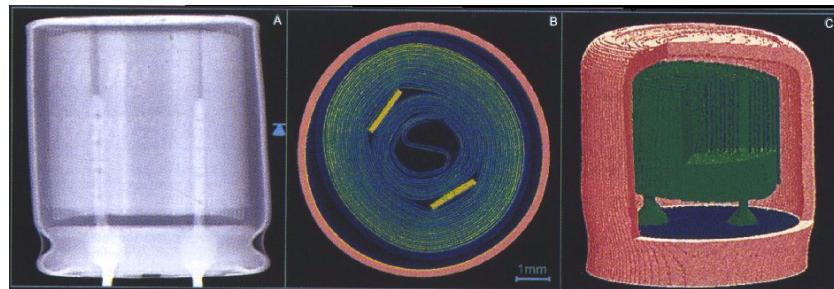


Abbildung 13: Röntgentomographie eines Kondensators: a) Transmittiertes Röntgenbild, b) Rekonstruierter Schnitt, c) 3D-Visualisierung der inneren Struktur (Abbildung aus [39]).

3.5 Lumineszierendes Material im SEM als 3D-Rekonstruktion

Saparin stellt in [38] eine Möglichkeit der 3D-Rekonstruktion von lumineszierendem Material (SiC-Mesastruktur) vor, die für diese Materialien ähnlich der in dieser Arbeit vorgestellten funktioniert. Eine theoretische Beschreibung für solche lumineszierenden Materialien mittels Abbildung im CCL-SEM (SEM im „cathodoluminescence mode“) mit völlig anderem Detektorsystem ist dort ebenfalls zu finden. Sie kann allerdings aufgrund der gänzlich anderen Voraussetzungen nicht auf die hier vorgestellte Methode übertragen werden.

Desweiteren beschränkt sich die Abbildung mit einem CCL-SEM auf hierfür geeignete Proben, also auf „durchsichtiges“ Material. Die Lichtblitze im Material müssen dieses möglichst ungestört wieder verlassen können, um danach den Detektor zu treffen. Das in der angegebenen Veröffentlichung eingesetzte Material besitzt eben diese Eigenschaften; die Probe wurde speziell für die Darstellung der CCL-SEM-Methode hergestellt.

3.6 Elektronentomographie

Nach der Darstellung verschiedener 3-dimensional bildgebender Verfahren der Medizin (3.1 und 3.2) und auch eines Verfahrens in der Elektronenmikroskopie (3.5), folgt die kurze Darstellung der Elektronentomographie, die in den folgenden Kapiteln eingehend behandelt wird.

Betrachten wir als Probenbeispiel ein polykristallines Stück Silizium. Verändert man die Primärenergieeinstellung des SEMs, so werden die Elektronen je nach ihrer Energie unterschiedlich große Wechselwirkungsbereiche innerhalb der Probe und damit unterschiedliche Eindringtiefen in die Probe haben. Wie groß dieser Bereich ist, kann mit Hilfe der in Kapitel 2.2.1 gezeigten theoretischen Zusammenhänge berechnet werden.

Der Rückstreuoeffizient η hingegen bleibt im Primärenergiebereich 5-30 kV, also nicht im sog. Low-Voltage-Bereich unterhalb von 5 kV, nahezu konstant. η ist nur vom Material, der Ordnungszahl Z , abhängig (siehe Kapitel 2.2.2 auf Seite 9).

Detektiert man durch einen speziellen Detektor nur die Rückstreu elektronen, die der Probe entstammen, so entstehen fast ausschließlich materialabhängige Bilder. Man erhält ein Bild mit hervorragendem Materialkontrast – im Gegensatz zur Abbildung mit Sekundärelektronen, die vor allem einen topographischen Kontrast liefern.

Kombiniert man diese Aussagen, so sollten Rückstreu elektronen ein tiefen- *und* materialabhängiges Signal liefern. Daß diese Aussage richtig ist, zeigten sowohl erste Experimente mit einer dazu hergestellten Probe (vgl. Kap. 8.1), bei der mehrere Materialien (Au, Ag, Cu) sich teilweise überdeckend dünn auf einen Al-Träger aufgedampft wurden, als auch Simulationen mittels des MOCASIM Programmpaketes. In beiden Fällen konnten nachvollziehbare Übereinstimmungen mit dieser ersten einfachen Theorie

dargestellt werden. Jedoch ergeben sich aus diesen Erkenntnissen neue Fragestellungen:

- Wie ändert sich die laterale Auflösung mit zunehmender Tiefe?
- Arbeitet die gesamte Verstärkerkette im Arbeitsbereich linear?
- Wie wird man bei Multilayern den verschiedenen Eindringtiefen in die verschiedenen Materialien gerecht? Muß hier „entfaltet“ werden?
- Woher geeignete Testpräparate zur Überprüfung der Ergebnisse bekommen? Oder wie können solche Proben selbst hergestellt werden?

4 Experimentelles

4.1 Signalverlauf

Abbildung 14 skizziert den Signalverlauf über die einzelnen Komponenten bei der Aufnahme der Bilder. Die Signalkette umfaßt das SEM, den Detektor, die Steuereinheit und den Rechner.

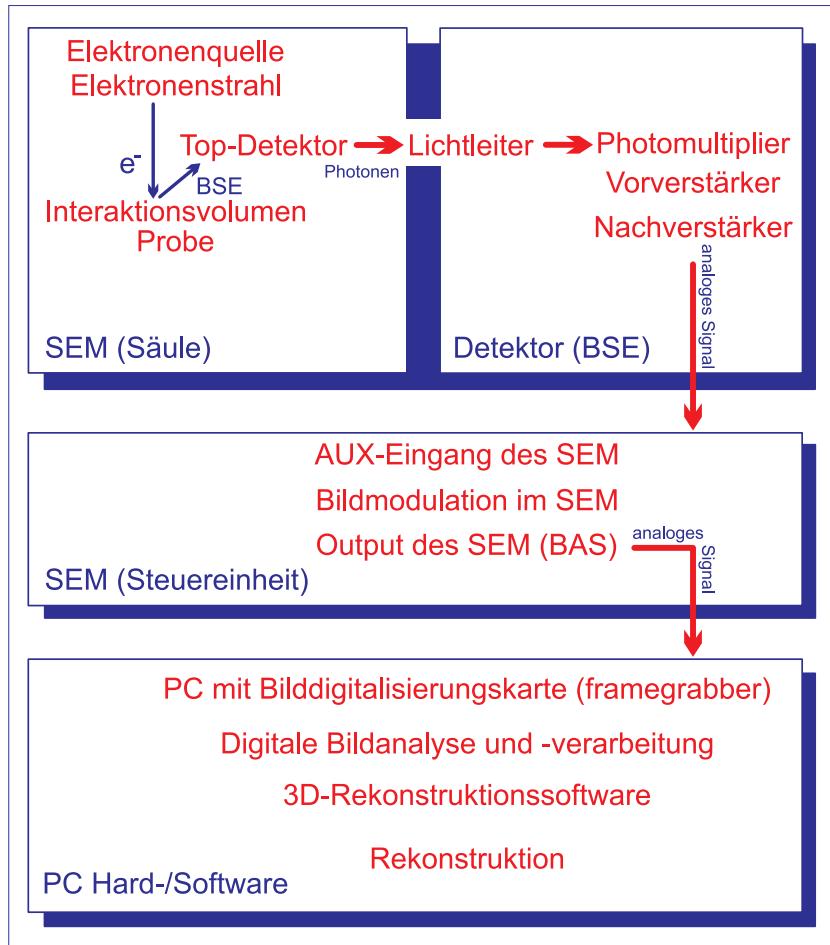


Abbildung 14: Signalverlauf von der Elektronenquelle bis zum rekonstruierten Bild.

4.2 Detektorsystem am SEM

Abbildung 16 zeigt den verwendeten Top-Detektor. Dieser wird, wie in Abbildung 17 eingezeichnet, direkt unterhalb des Polschuhes in die Probenkammer eingebracht. Der Primärstrahl durchdringt den Detektor unbeeinflußt durch eine geerdete, zentral auf der Strahlachse angebrachte Hülse und trifft dann senkrecht auf die Probe. Die erzeugten RückstreuElektronen mit steilen Austrittswinkeln treffen nun auf den ringförmig unter dem Lichtleiter angebrachten Plastik-Szintillator.

Die ab der Nachweisschwelle des Szintillationsmaterials von 1 keV durch die BSE ausgelösten Photonen werden –unabhängig vom Auftreffort der

RückstreuElektronen auf den Szintillator – mit nahezu linearer Kennlinie detektiert (siehe auch [8]). Von dort aus gelangen sie durch einen Plexiglas-Lichtleiter (Vakuum-Durchführung) zu einem außerhalb der Probenkammer angebrachten Photomultiplier, dessen Hochspannungsversorgung zwischen 500 V und 1.2 kV liegt. Am Ausgang des Photomultipliers liegt ein erster Vorverstärker. Das gewonnene Signal wird weiter über einen Operationsverstärker zum Erweiterungs-Eingang („AUX“) des Mikroskopes geführt, wo es mit Hilfe des Rastersignals in ein analoges BAS-Signal (Bild-Austast-Synchron-Signal) umgewandelt wird. Dieses BAS-Signal kann direkt auf den Eingang einer Bildspeicherplatte (framegrabber, z.B. „grabBit PCI“ oder „Matrox PIP 1024b“) gelegt und dann in 8 bit „Farb“-Tiefe (entsprechend maximal 256 Graustufen) digitalisiert werden. Es folgt die Darstellung und Speicherung mit Hilfe der Software analySIS[®] auf einem PC. Alle Kalibrierungen und Speicheroptionen werden von dieser Software aus getätig. Der Top-Detektor zeigt keine anisotropen Effekte bezgl. seiner Signalausbeute an verschiedenen Auftrefforten der BSE auf den Szintillator. Des Weiteren arbeitet die Verstärkerkette im verwendeten Intensitätsbereich linear. Bei dies ist durch die Arbeit von Frase [8, Seite 34ff.] belegt. Die Auswertung seiner Messungen zur Linearität sei an dieser Stelle nochmals dargestellt:

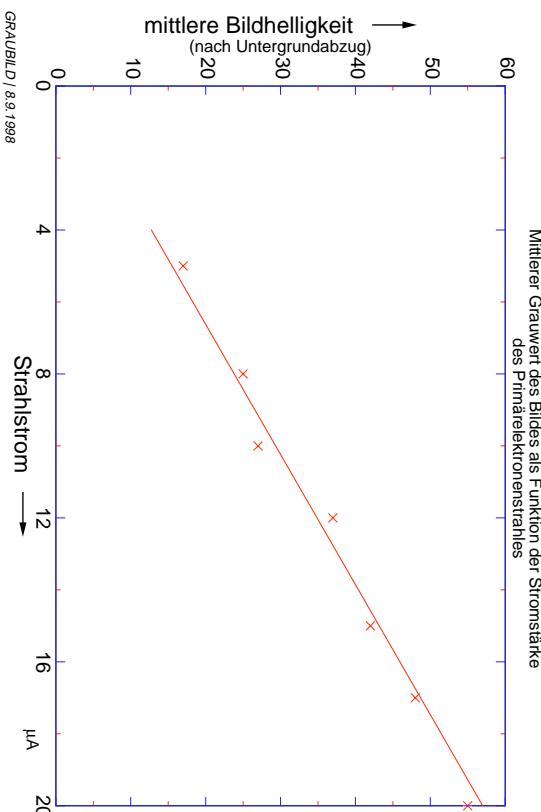


Abbildung 15: Mittlerer Grauwert des Bildes zur Linearitätsbestimmung nach Untergrundabzug als Funktion der Stromstärke des Primärelektronenstrahles.

Fräse setzte in seiner Ausarbeitung zur Linearität der Kette ‘Anzahl der rückgestreuten BSE bis Grauwert im erzeugten Bild’ voraus, daß die Anzahl der rückgestreuten Elektronen proportional zur Stromstärke des einfallenden Strahles ist. Dieser wurde zur Messung mit einer strukturlosen Probe am Mikroskop zwischen $5 \mu\text{A}$ und $20 \mu\text{A}$ variiert. Die mittlere Bildhelligkeit ist dann zur Bestätigung der Linearität in Diagramm 15 eingetragen.

Die beiden folgenden Abbildungen 16 und 17 zeigen den verwendeten Top-Detektor und seine Position im Mikroskop.

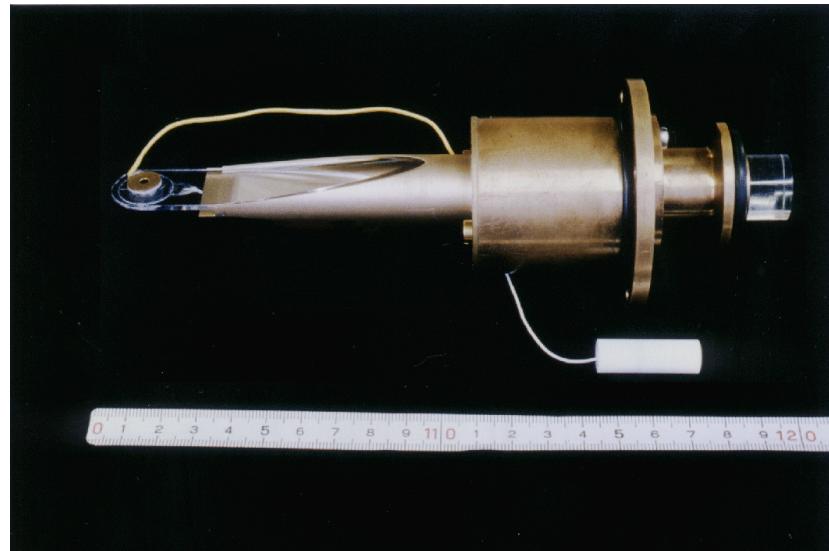


Abbildung 16: Photo des verwendeten Top-Detektors; man erkennt die zusätzlich um den Lichtleiter angebrachte Messing-Abschirmung des Lichtleiters.

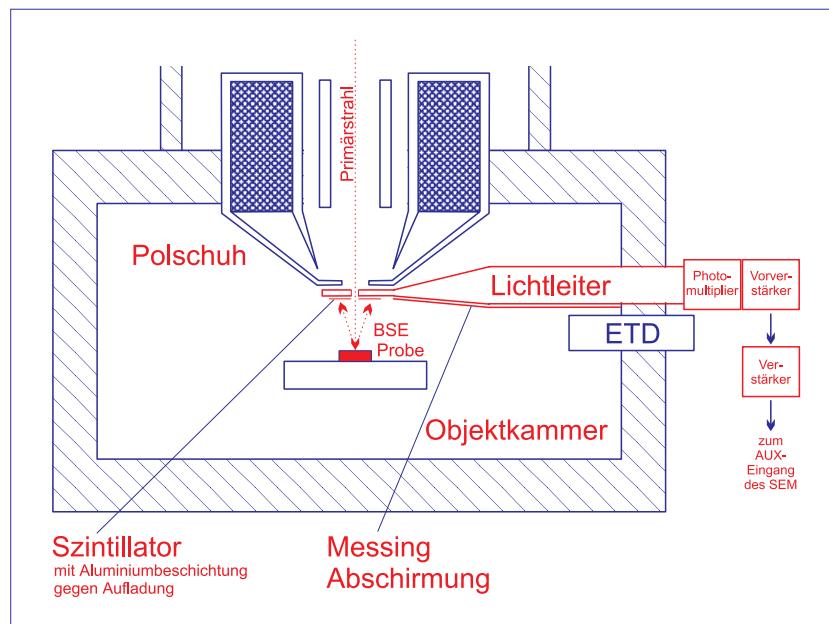


Abbildung 17: Schnittbild durch das SEM mit eingebautem BSE-Top-Detektor.

4.3 Grauwerteichung

Um eine Grauwertkalibrierung durchzuführen, wurde ein Siliziumwafer zur Hälfte mit einer homogenen $3\text{ }\mu\text{m}$ dicken Silberschicht bedampft, deren Dicke

somit weit über der Eindringtiefe der energiereichsten Primärelektronen liegt. Somit tragen zur Bildentstehung aus dem reinen Siliziumwafer nur BSE mit einem Rückstreuoeffizienten des Siliziums und aus der Silberschicht (zweite Hälfte) nur BSE mit Silber-Rückstreuoeffizienten bei. An dieser zweiteiligen homogenen Grenzschicht werden vor jeder Aufnahme der eigentlichen Probe die Grauwerte jedesmal nach Variation der Primärenergie wieder kalibriert. Dazu werden die Spannungen am Photomultiplier und am nachfolgenden Verstärker solange variiert, bis Helligkeit und Kontrast im Bild über größere (ca. 20.000 Pixel umfassende) Gebiete bis auf ca. 1% wieder denjenigen der ersten Aufnahme des Eichpräparates angepaßt sind. Als direkte Folge lassen sich Si-Ag-Differenzbilder der Zwischenschichten erstellen, ohne daß eine nachträgliche Veränderung oder rechnerische Anpassung der Grauwerte der BSE-Probenbilder erfolgen muß.

Die in Abbildung 18 schräg von unten links nach oben rechts verlaufende schwarze Linie ist eine Kante zweier einzelner Siliziumstücke. Die Gebiete, an denen der Grawertabgleich nach jeder Änderung der Primärenergie erfolgt, liegen gänzlich innerhalb der eingezeichneten Gebiete A und B.

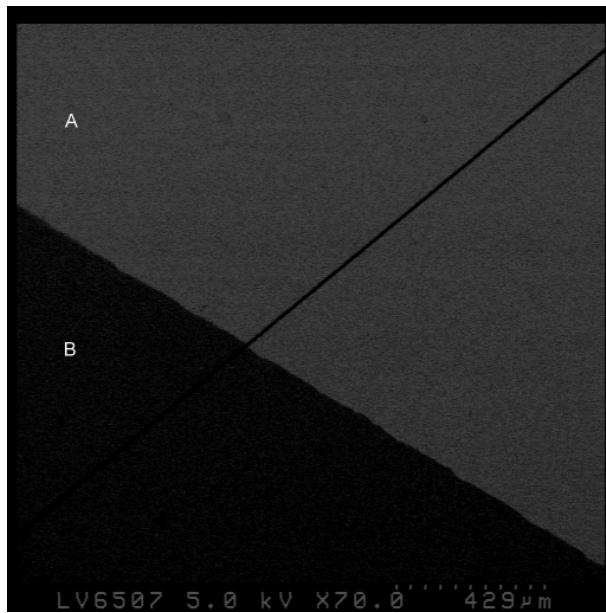


Abbildung 18: BSE-Bild zur Grauwerteichung – Bereich A: Silber, B: Silizium.

Danach erfolgen jeweils die Aufnahmen mit verschiedenen Primärenergien, die zu den Ausgangsbildern für die Rekonstruktion führen.

5 Rekonstruktion der BSE-Bilder

In den letzten Jahren sind mehrere Techniken zur Visualisierung von dreidimensionalen Daten entwickelt worden. Da Methoden zur Darstellung von geometrischen Primitiven (Quadrate, Dreiecke, ...) schon weit verbreitet waren, basierten viele der ersten Visualisierungstechniken auf der Angleichung geometrischer Primitiver an die reale Oberfläche. Jedoch wird immer dann, wenn eine dieser Darstellungsarten ('Oberflächen-Rendering-Technik') benutzt wird, eine Informationsdimension in der Darstellung verworfen. Aus diesem Nachteil heraus entwickelten sich dann die Darstellungsformen der 'Volumen Rendering Technik', bei denen die gesamte dreidimensionale Informationstiefe im zwei-dimensionalen Bild erkennbar gemacht werden kann. Vorteil des 'Volumen Rendering' im Gegensatz zum Oberflächen-Rendering ist also eine größere Fülle der Informationsdarstellung. Erkauft wird dies durch eine zunehmende Komplexität der verwendeten Algorithmen und damit eine enorme Zunahme an Rechenzeit.

5.1 Übersicht

In Abbildung 19 wird die Vorgehensweise von den Bildaufnahmen bis zur vollständigen mathematischen 3d-Rekonstruktion in einer Übersicht dargestellt.

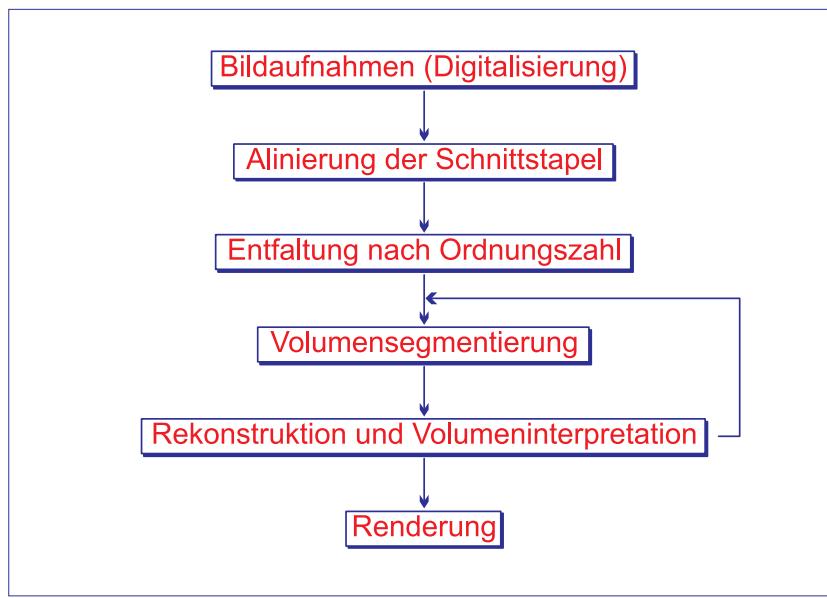


Abbildung 19: Übersicht des Ablaufes von der Aufnahme bis zur Rekonstruktion.

5.1.1 Aufnahme

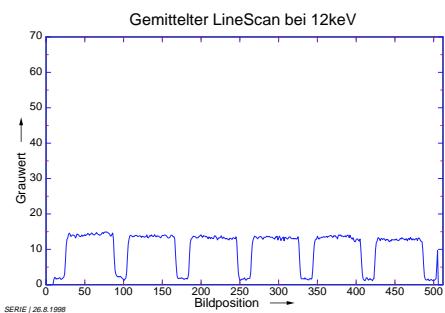
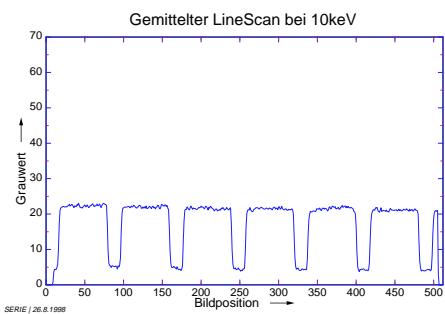
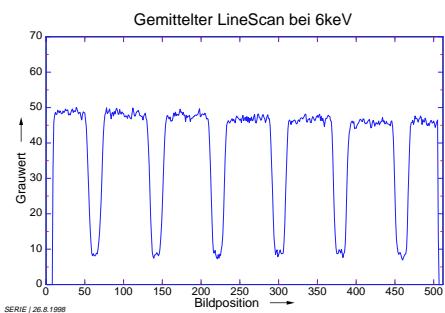
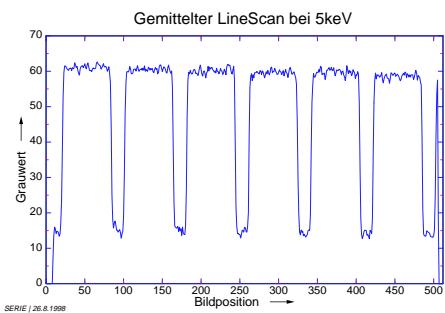
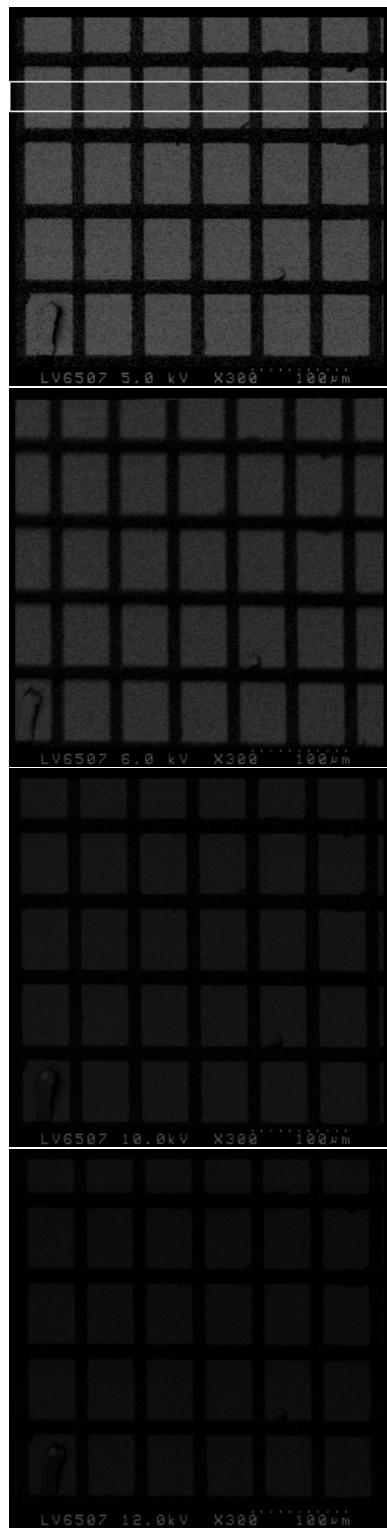
Wird nach der sich wiederholenden Grauwerteichung bei jeder Primärenergieeinstellung jeweils ein Bild der Probe aufgenommen, gelangt man zu einer

Bilderserie, wie sie in Abbildung 20 dargestellt ist.

Die Bilderserien für die anderen verwendeten Proben sind im Anhang A.2 und auf der CD-ROM zu finden. Leider ist die Wiedergabequalität selbst von 1200 dpi Laser-Druckern nicht ausreichend, um kleine Grauwertunterschiede genügend aufzulösen – es bleibt der Hinweis auf die Original-Bilder auf der CD-ROM. Um trotzdem einen Hinweis auf die vorhandenen Goldquader zu geben, wurde ein über mehrere Linien gemittelter Linescan jeweils neben den Bildern dargestellt.

Die Bilder besitzen im Original eine Größe von 512^2 Pixeln, die in dieser Darstellung auf 256^2 Pixel verkleinert wurden. Ein über 140 Zeilen gemittelter Linescan (der Bereich ist in das erste Bild, 5 keV, eingetragen) ist rechts neben jedes BSE-Bild gezeichnet, um den abfallenden Kontrast der Goldquader bei zunehmender Primärenergie zu verdeutlichen. Die Kontrastabnahme ist mit dem immer tieferen Eindringen der Primärelektronen zu erklären. Die BSE werden mit zunehmender Primärenergie immer weniger von den Goldquadern als vom Silizium-Grundmaterial erzeugt.

Die Herstellung dieser Probe wird in 8.2 näher erläutert.



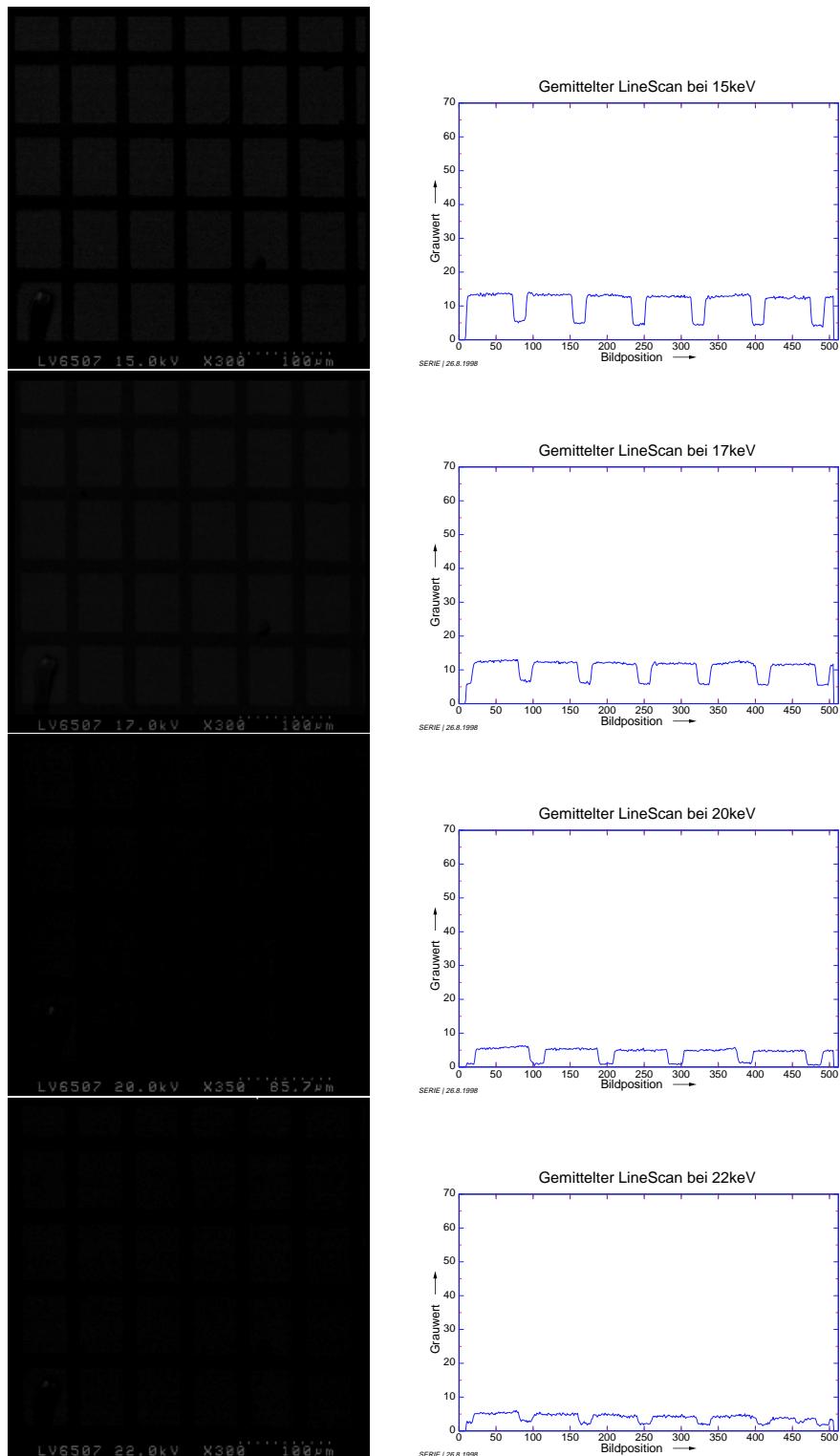


Abbildung 20: BSE-Bilderserie I: Goldquader auf Silizium von 5 bis 22 keV Primärenergie. Links: BSE Originalbilder – Rechts: Gemittelte Linienprofile über den im ersten Bild eingetragenen Linienbereich.

5.1.2 Alinierung

Zur Rekonstruktion wurde bei dieser Bilderserie nur jeweils ein Ausschnitt der Originalbilder verwendet. Dieser ist in Abbildung 21 weiß gerahmt.

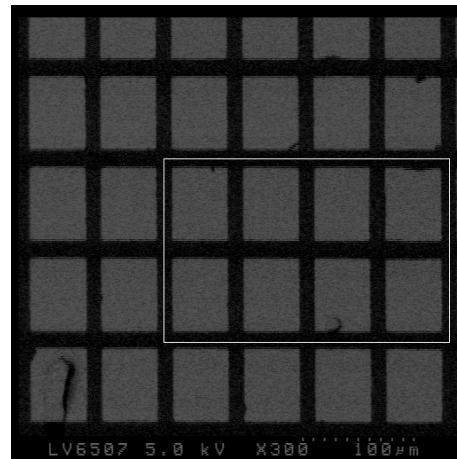


Abbildung 21: Definition des Ausschnittes zur Alinierung und Rekonstruktion.

Der kleinere Ausschnitt wurde aus Rechenzeitgründen gewählt und um eine pixelgenaue Alinierung der Bildausschnitte zu ermöglichen. Während der Aufnahme am SEM wurde bereits manuell eine grobe Vororientierung durchgeführt. Abbildung 22 zeigt den Vorgang der Alinierung: Das rot eingezeichnete Schnittbild muß noch in den schon korrekt alinierten (blaue Bilder) Schnittstapel eingepaßt werden.

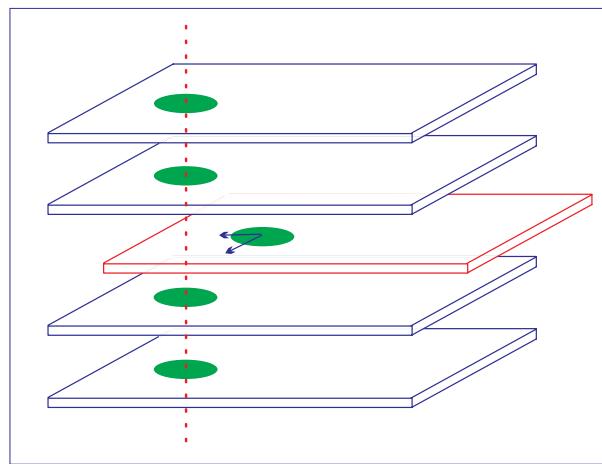


Abbildung 22: Alinierung der Schnittstapel.

Nachdem die Alinierung der Schnittstapel vollzogen ist, kann mit der weiteren Bearbeitung der Bilder begonnen werden.

5.1.3 Erstellung der Schnittstapel und Entfaltung

Aus den aufgenommenen und alinierten Bildern wird als nächster Schritt eine Schnittbilderserie erstellt. Das Ergebnis ist eine Bilderserie, die nur Bildinformation der Schicht zwischen den maximalen Austrittstiefen zweier Primärenergien enthält.

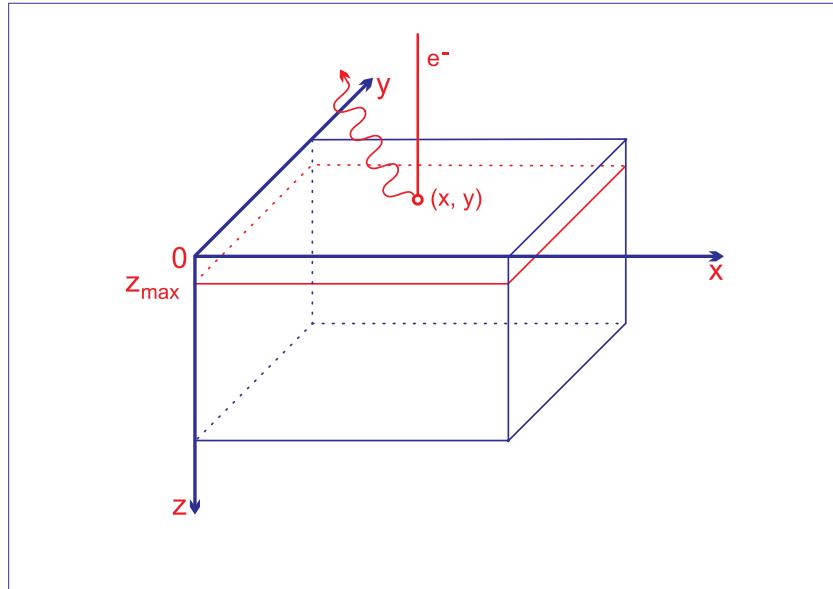


Abbildung 23: Interaktion des Primärstrahles mit der Probe, (x, y) ist der momentane Ort des Strahles auf der Probe. Z_{\max} entspricht der maximalen Eindringtiefe des Elektronenstrahles.

Ein sich beispielsweise im Inneren einer ansonsten homogenen Silizium-Probe befindliches Objekt aus Gold wird sich durch seinen höheren Rückstreupekoeffizienten an einem Ort (x_1, y_1) des Primärstrahls durch einen Kontrastunterschied im Bild bemerkbar machen, solange dessen geeignete Ausmaße dies zulassen. Es kann dann davon ausgegangen werden, daß an der Stelle (x_1, y_1) ein anderes Z_{\max} erreicht wird, als an einer Stelle (x_2, y_2) , an der ein einheitlicher Grauwert im Bild nur durch die homogene Silizium-Verteilung das Bild bestimmt wird. Entscheidend ist also ein sich ändernder Grauwert an einer festen Stelle (x, y) bei unterschiedlicher Primärenergie, denn an solchen Änderungen lassen sich andere Materialien der Probe in der Tiefe ausmachen.

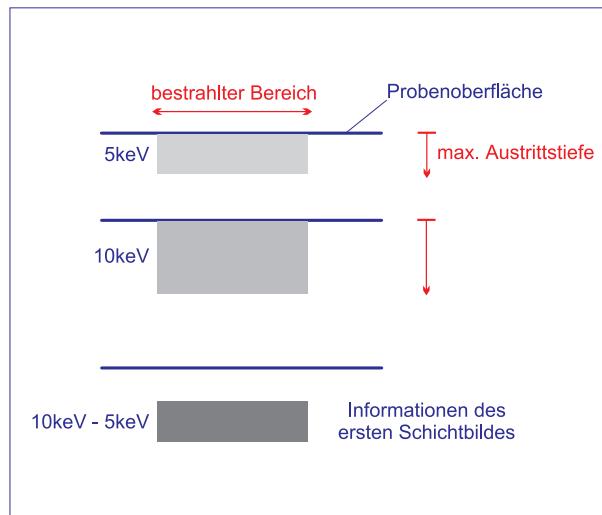


Abbildung 24: Erstellung der Bilderserien aus den aufgenommenen Bildern.

Besteht die Probe aus mehreren Elementen, die nebeneinander aufgetragen sind, so muß weiterhin eine Umrechnung in Graustufen entsprechend der Materialien zur Massendicke hin erfolgen. Andernfalls würden gleiche Dicken unterschiedlicher Elemente (und damit unterschiedlicher Rückstreu-koeffizienten) zu verschiedenen Dicken dargestellt werden.

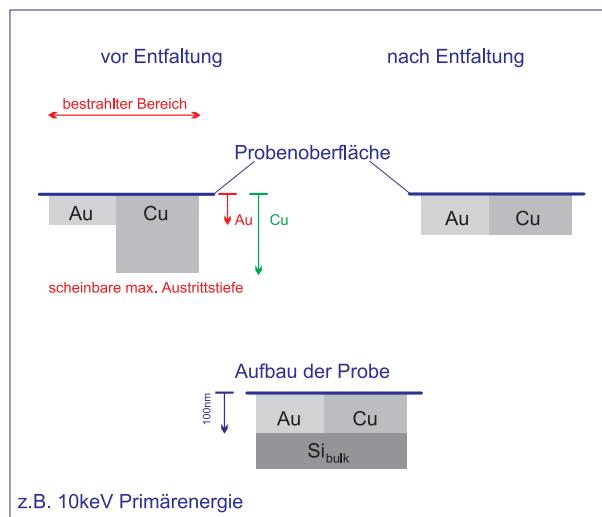


Abbildung 25: Prinzip der Entfaltung zur Massendicke.

5.1.4 Volumensegmentierung

Aus mehreren Gründen, wie z.B. der quantitativen Messung oder der 3D-Darstellung von räumlichen Strukturen, müssen übereinstimmende zusammenhängende Gebiete in den Ausgangsbildern differenziert werden. Was für den Menschen sehr einfach erscheint, erweist sich für den Computer als extrem schwierig: Der Versuch einer Automation wird, von Spezialfällen abge-

sehen, immer zu unerwünschten Ergebnissen führen.

Bei diesem Schritt, auch *Segmentierung* genannt, sind (noch) menschliche Fähigkeiten gefragt. Im einzelnen sind die folgenden Schritte durchzuführen ([40], [41], [16]):

1. Schwellwertsetzung.

Der Benutzer spezifiziert einen passenden Grauwertbereich, in dem sich die gewünschte Struktur bzw. das gewünschte Objekt farblich (Grauwert) befindet. Ist der Grauwert an weiter außen im Bild liegender Stelle ebenfalls vorhanden, wird eventuell die gewünschte Struktur im Innern verborgen bleiben.

2. Markierung zusammengehöriger Objekte und Erosion.

Häufig sind verschiedene Objekte durch kleine Brücken verbunden. Diese Verbindungen werden mittels Erosionsalgorithmen auseinandergebrochen.

3. Objektauswahl und Dilatation.

Die separierten Teile werden als eigenständige Objekte markiert. Wurden in Schritt 2 eine oder mehrere Erosionen angewandt, so wird der Volumenverlust durch ein- oder mehrfach angewandte Dilatation wieder rückgängig gemacht. Dieser Schritt führt zu der gewünschten Segmentierung der Objekte.

5.1.5 Rekonstruktion

Nachdem somit alle Vorbereitungen getroffen sind, kann die eigentliche Voxel-Rekonstruktion beginnen. Hierzu werden die alinierten Schnittstapel als Eingangsdateien für die Software Amedic-3D aufbereitet, die Filter für die Schwellwertsetzung entsprechend 5.1.4 eingerichtet und durch diese Software eine Voxel-Rekonstruktion berechnet. Dieser Vorgang wird in Kapitel 5.3 näher beschrieben.

5.2 Grenzen des Verfahrens

Bei der Berechnung und Darstellung der Tomographien muß zwischen zwei verschiedenen Auflösungsvermögen unterschieden werden. Dies sind a) die *Tiefen-Auflösung* in *z*-Richtung und b) die *laterale* Auflösung senkrecht zur Einstrahlrichtung.

5.2.1 Grenzen der Tiefen-Auflösung

Bestimmend für die minimal mögliche Tiefenauflösung sind zunächst die Schrittweiten der eingestrahlten Primärenergien, also die Differenzen zweier nachfolgender Primärenergien. Diese sind durch das Gerät zu Schritten von minimal 100 eV vorgegeben. Es könnte weiterhin durch Anlegen einer Gegenspannung an die Probe diese Schrittweite weiter verkleinert und somit die minimal mögliche Tiefenauflösung weiter verkleinert werden. Diese ist jedoch nicht beliebig verkleinerbar, da erstens die Information durch einen Grauwertunterschied bestimmt werden muß und man außerdem schnell in den Bereich der Fluktuation der Primärenergie durch die Energiebreite ΔE

der Kathode gelangt. Diese beiden Faktoren begrenzen die minimal mögliche Tiefenauflösung.

Teilweise kann durch Bildintegration (z.B. Aufnahme von 32 Bildern oder mehr) der Einfluß der Energiebreite der Kathode auf ein aufgenommenes Bild vermindert werden. Die maximal mögliche Auflösung der Grauwerte könnte durch verbesserte Digitalisierung (16 bit Auflösungstiefe an Stelle der verwendeten 8 bit) optimiert werden. Zukünftige Entwicklungen der Bildspeicherkarten (framegrabber) sind hier von Interesse. Begrenzt wird eine solche 'bessere' Digitalisierung allerdings durch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis des Detektors und der Verstärkerkette.

Eine Abschätzung des möglichen Auflösungsvermögens soll hier am Beispiel der 50 nm hohen Goldquader auf Silizium, zunächst theoretisch und dann unter Einbezug der experimentellen Unwägbarkeiten, erfolgen. Ohne Gegenfeld an der Probe beträgt die minimal mögliche Schrittweite der Primärenergie des Gerätes 100 eV.

Berechnet man die Tiefenauflösung mit Hilfe der Libby-Formel, sieht man, daß a) die Tiefenauflösung mit zunehmender Tiefe (höherer Primärenergie) leicht abnimmt und daß b) die theoretische Betrachtung sehr gute Tiefenauflösungen verspricht.

Als Beispiel seien die Schnittebene der Austrittstiefen in Gold für 5 keV auf 5.5 keV Primärenergie zu 4.4 nm und für die Schnittebene 15 keV auf 15.5 keV zu 8.9 nm berechnet. Setzt man 100 eV-Schritte der Primärenergie an, so verbessert sich die Tiefenauflösung von der Schnittebene 5 keV auf 5.1 keV Primärenergie auf 0.8 nm und auf 1.8 nm bei der Schnittebene 15 keV auf 15.1 keV. Dies berücksichtigt noch nicht die Möglichkeit, ob diese sehr dünnen Schichten überhaupt den benötigten Grauwertunterschied liefern, was in der ersten Berechnung über die realen Bilder der Goldquader oben mit berechnet wurde.

Experimentell wurde eine Grauwertdynamik von ca. 65 Grauwerten im Primärenergiebereich 5-22 keV erreicht, das sind 17 Schnitte bei 50 nm dicker Struktur. Es errechnen sich hieraus ca. 3.5 Grauwerte pro 1 keV Unterschied in der Primärenergie. Die Schrittweite sollte also noch von 1 keV auf 500 eV Schritte reduzierbar sein, ohne das Probleme mit der Grauwertseparation auftreten. Dies würde zu 34 Schnittbildern für die 50 nm hohe Struktur führen. Erreichbar wäre dann im Mittel einer Bilderserie eine Tiefenauflösung von 2 nm bei optimalen Abbildungsparametern. Jedoch sind noch die Unsicherheiten bei der Einstellung der Verstärker (zu 1% angegeben) und die Fehler durch die lineare Interpolation der Voxelrekonstruktion einzubeziehen, so daß mit den zur Verfügung stehenden Mitteln eine bestmögliche Tiefenauflösung von 5 nm erreichbar ist.

5.2.2 Verschlechterung der lateralen Auflösung mit zunehmender Tiefe?

In einer Monte-Carlo-Simulation wird nachvollzogen, wie sich die laterale Auflösung bei zunehmender Primärenergie verhält. Betrachtet wird eine senkrecht zur Oberfläche stehende, ideale Grenzfläche Silizium-Gold. Es werden lateral jeweils vor und hinter der Grenzfläche 900 nm senkrecht bestrahlt. Die ausgelösten BSE werden von einem simulierten Top-Detektor aufgenommen. Dieser hat dieselben geometrischen und elektrischen Daten wie der verwendete Detektor im S-4000.

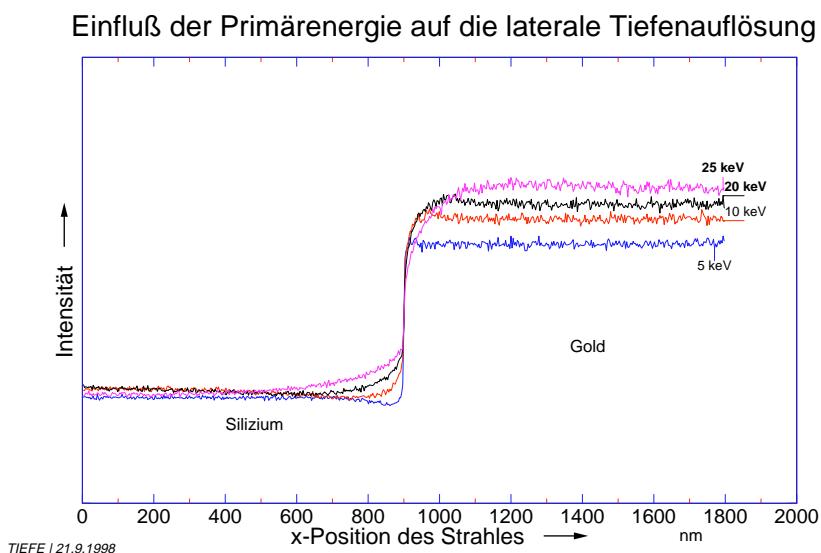


Abbildung 26: Grenzen der lateralen Tiefenauflösung. Berechnet wurden 50000 Elektronen pro x -Position des Strahls mittels Monte-Carlo-Simulation.

Wie erwartet, tastet der Strahl mit der niedrigsten Primärenergie (5 keV) die Grenze am besten ab. Mit zunehmender Energie 'verschmiert' der Übergang. Die zu erwartenden Grauwerte der zugehörigen Bilder werden hier keine klare Grenze, d.h. keinen starken Kontrastunterschied, erkennen lassen, sondern mit steigender Energie immer mehr in die Richtung eines Graukeiles übergehen. Jedoch wird in dieser Simulation deutlich, daß sich die Grenze nicht verschiebt. Im Graphen ist der Sprung der Intensität – und damit auch der Grauwertsprung im Bild – immer an exakt derselben Stelle. Dies führt zu der Aussage, daß im benutzten Primärenergiebereich (5-30 keV) die Auflösung bei der verwendeten Vergrößerung für die Belange der Rekonstruktion *nicht* schlechter wird. Der Einsatz von trennenden Filtern in der Rekonstruktion wird nicht eingeschränkt. Auch tritt kein Kanteneffekt wie bei der Detektion von Sekundärelektronen auf.

In Abbildung 27 wird dieser Auflösungsverlust graphisch dargestellt. Man erkennt für kleine Energien deutlich den starken, in einem kleinen Bereich auftretenden Kontrastunterschied – bei höheren Energien weitet sich der Bereich des Kontrastunterschiedes dann auf einen größer werdenden Bereich aus. Jedoch bleibt für eine senkrechte Grenze im Material die Mitte

des Kontrastwechselbereiches genau an der Stelle, an der sich das Material ändert.

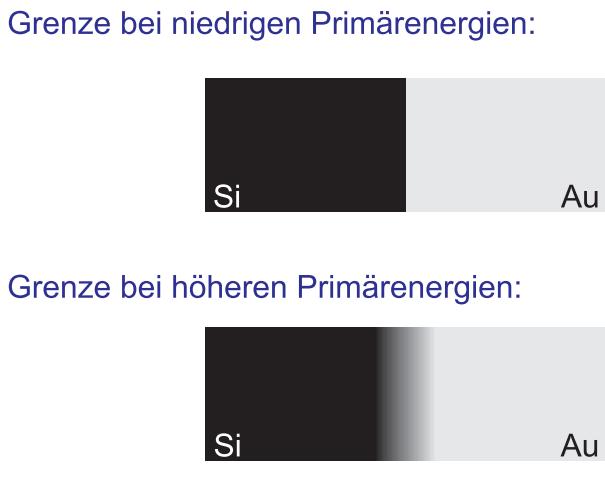


Abbildung 27: Bildliche Darstellung des lateralen Auflösungsverlustes mit zunehmender Primärenergie.

Somit läßt sich mit Hilfe eines einfachen Filters die Stelle der Mitte des Kontrastunterschiedes festlegen und damit die Materialgrenze eindeutig bestimmen. Auch über eine geschickte Grenzwertsetzung kann dieses Ziel erreicht werden.

5.2.3 Oberflächentopographie

Testweise wurde eine aus einem Material (Au) bestehende Probe mit einer nicht-ebenen Topographie hergestellt, so daß man an Hand dieses Testpräparates eventuelle Einflüsse der Oberflächenbeschaffenheit feststellen konnte. Das Präparat wird sehr einheitlich bei 10, 20 und 30 keV in Oberflächenstruktur und Grauwertbereich abgebildet. Die Unebenheiten der Oberfläche gehen vernachlässigbar, mit weniger als 1% Grauwertunterschied, in die Bilddaten ein. Der Top-Detektor ist durch die Detektion der BSE hervorragend für die materialspezifische Abbildung geeignet, was bei der Entwicklung des Top-Detektors Zielsetzung war (siehe [11]). Für die reine Oberflächenabbildung ist ein SE-Detektor optimiert.

Somit können, abschließend betrachtet, kleinere Unebenheiten in der Oberfläche, die aus demselben Material bestehen, vernachlässigt werden. Zu dulden sind Höhenunterschiede bis ca. 500 nm.

5.3 Verwendete Algorithmen

In diesem Kapitel sollen die grundsätzlichen Termini der Rekonstruktionssoftware kurz erläutert werden. Eine ausführliche Darstellung der in der Software Amedic-3D verwendeten, schnellen Algorithmen zur Darstellung von Rekonstruktionen wird z.B. in [46] gegeben. Dort werden insbesondere alle mathematischen Methoden genau beschrieben.

5.3.1 'Volume Rendering' – Terminologie

Volume Rendering bezeichnet den Prozeß des direkten Erstellens eines zweidimensionalen Bildes aus dreidimensionalen Volumendaten. Diese Daten bestehen typischerweise aus einem Datensatz $S(x, y, z, \nu)$, die den Wert einer meßbaren Eigenschaft ν an einer Raumposition (x, y, z) wiedergeben. Im einfachsten Fall kann dieser Wert 0 oder 1 sein, wobei 0 als Hintergrund und 1 als Objekt angesehen werden, dies entspricht dann einem binären Objekt. Im Gegensatz dazu spricht man von einem mehrwertigen Datensatz, wenn das Volumenelement mehrere meßbare Angaben enthält, z.B. Farbe, Dichte, Wärme, Druck oder auch, wie in diesem Fall, die Ordnungszahl des betreffenden Elementes.

Prinzipiell könnte man die Volumenelemente an frei wählbaren Stellen im Raum messen und visualisieren. Bei dieser Anwendung kennt man zuvor jedoch schon die räumliche Verteilung (Tiefeninformation) und kann daher von räumlich gleichverteilten Datensätzen pro Aufnahme ausgehen, wobei sogar die Skalierung in x - und y -Richtung gleich aber ungleich der in z -Richtung ist. Nach Enfaltung der Schnittstapel kann der Abstand zwischen den einzelnen Aufnahmen in z -Richtung als äquidistant angesetzt werden. Die Entfaltung ist ein Verarbeitungsschritt, der zwischen Alinierung und Rekonstruktion eingefügt ist. Wären die Abstände zwischen den Schichtdatensätzen unterschiedlich, so würde man von irregulären Gittern sprechen, eine Rekonstruktion wäre dann nur nach einem sog. '*resampling*' der Daten möglich.

Nach Alinierung und Entfaltung kann der komplette Datensatz als dreidimensionale Matrix aufgefaßt werden, die als '*volume buffer*' bezeichnet wird. Jedes Element dieser Matrix entspricht einem aufgenommenen Bildpunkt $S(x, y, z)$ im Raum.

Die Matrix definiert nur die Werte der meßbaren Angaben an diskreten Raumpositionen. Eine Funktion $f(x, y, z)$ muß nun im R^3 definiert werden, um die Werte an jeder beliebigen Raumposition zuordnen zu können. Dies ist die Funktion $f(x, y, z) = S(x, y, z)$ für (x, y, z) als Gitterposition und an anderen Stellen des Gitters, die nicht zuvor durch S definiert wurden, als Näherung (Interpolation) des Wertes einer Raumposition (x, y, z) unter Anwendung einer Interpolationsfunktion auf S . Hier sind viele Interpolationsfunktionen möglich, die einfachste ist die Interpolation nullter Ordnung: die Nächster-Nachbar-Funktion. Wird diese Funktion angesetzt, so wird aus jeder gleichwertigen Region des Gitters ein Voxel. Interpolationen höherer Ordnungen können ebenfalls angesetzt werden, um $f(x, y, z)$ zwischen den gemessenen Gitterpunkten zu definieren. Eine vielfach eingesetzte Funktion ist eine stückweise interpolierende Funktion: Die trilineare Funktion. Hier wird davon ausgegangen, daß die Werte linear zu den parallelen Richtungen der Hauptachsen variieren. Wird die trilineare Interpolation benutzt, definieren die acht Gitterpunkte $(x+0,1, y+0,1, z+0,1)$ die Ecken einer sog. '*Zelle*'.

Prinzipiell stehen zur Darstellung von dreidimensionalen Daten zwei Klassen von Algorithmen zur Verfügung, auf deren Unterschiede im Einsatz nun näher eingegangen werden soll.

5.3.2 Voxelrekonstruktion

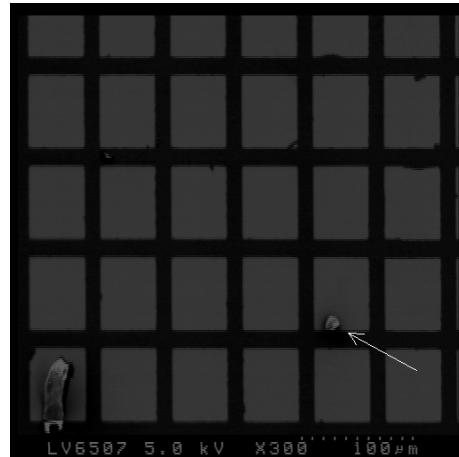


Abbildung 28: Oberflächenabbildung (bei 5 kV) der Au-Quader auf Si-Oberfläche mit Everhart-Thornley Detektor – der Pfeil deutet auf die Verunreinigung, die zu Problemen bei der Rekonstruktion führt.

Auf einer der ersten gemessenen Proben ist auf der Oberfläche eine Verunreinigung im Sekundärelektronenbild (mit niedriger Energie, 5 kV Beschleunigungsspannung) deutlich zu sehen (siehe Abbildung 28, durch Pfeil gekennzeichnet). Diese Verunreinigung ist auch auf den BSE-Bildern zu erkennen. Da die Verunreinigung nur auf der Oberfläche „liegt“, ist in der ersten Rekonstruktion ein Fehler ersichtlich: Die Verunreinigung wird als fehlendes Teil in allen Schichten dargestellt, was ein klassisches Problem in der Rekonstruktion von Voxeln darstellt (siehe Abbildung 38). Es wurden keine Filter verwendet, um dem Rekonstruktionsalgorithmus Parameter zu übergeben, die es dem Algorithmus erlauben, zwischen Oberfläche und Raumelement zu unterscheiden. Dieses Problem zeigt deutlich, daß es unerlässlich bleibt, die Rekonstruktionen auf Konsistenz und Wahrheitsgehalt kritisch zu überprüfen.

Diese Problematik taucht bei allen anderen Anwendungen der Voxel-Rekonstruktion ebenfalls auf (s. z.B. die Rekonstruktion des Babys in Kapitel 3.3 – Abbildung 12 auf Seite 18). In den meisten Fällen ist ein manuelles Eingreifen unverzichtbar.

5.3.3 Triangulations-Oberflächen-Rekonstruktion

Eine grundlegend andere Methode der 3D-Rekonstruktion ist die der Oberflächendarstellung der einzelnen Objekte durch Anpassung mit geometrischen Primitiven, z.B. mit „kleinen“ Dreiecken. Die Oberflächen werden mit beliebig kleinen Dreiecken überzogen, um sie genau anpassen und nachfolgend darstellen zu können.

Die bei der Triangulationsmethode verwendeten Algorithmen sind einfacher und lassen sich schneller berechnen als die der Voxelrekonstruktion. Eine Optimierung der Programmierung führt soweit, daß sich mit modernen Rech-

nern (z.B. auf PC-Pentium Basis) – bei bis zu 512^2 Pixel großen Bildern – ein Objekt fast in Echtzeit visualisieren läßt. Der entscheidende Nachteil, daß sich mit der Triangulations-Rekonstruktion nicht der innere Aufbau darstellen läßt und keine Schnitte durch Objekte zugelassen werden, führt jedoch dazu, daß diese Algorithmen für das hier vorgestellte Problem nicht verwendet werden können.

6 Vergleich mit Monte-Carlo-Simulationen

Als Vergleich zu den real aufgenommenen und am Rechner rekonstruierten Proben wird die reale Struktur der Proben im Rechner nachgestellt und dann über diese virtuellen Proben mit Hilfe des Programmpaketes MOCASIM [36] eine simulierte Aufnahme durchgeführt. Die so gewonnenen Daten werden zu Bildern transformiert und ebenfalls als Eingangsbilder für die Rekonstruktion benutzt. Ziel ist es, die real mit dem SEM aufgenommenen Bilder und deren Rekonstruktionen mit komplett am Rechner entstandenen Daten zu vergleichen und so eventuell durch das Experiment eingeflossene störende Information aufzuspüren und auszufiltern. Auf der anderen Seite lassen sich Proben bekannter Struktur auch vor einer Aufnahme simulieren, um festzustellen, ob oder in welchem Umfang sich diese aufgrund ihrer Strukturen für eine Aufnahme mit speziellen Detektoren und Geräten eignen. Da eine beliebige Detektoranordnung und -geometrie einfach und relativ schnell simuliert werden kann, kann durch eine Simulation vorab eine Optimierung des Detektors stattfinden.

6.1 Das Programm MOCASIM

Das umfangreiche Programmpaket MOCASIM verwendet Algorithmen der Monte-Carlo-Simulation dazu, die Wechselwirkung des Primärstrahles mit der Probe und die Detektion mit beliebig konfigurierbaren Detektoren zu simulieren.

In dieser Arbeit wurden aus der Vielzahl der vorhandenen Teilprogramme hauptsächlich die Routinen *CONF*, *BSELINE* und *GRAPH* verwendet.

- *CONF*
erstellt die Beschreibungsdateien, die den Aufbau der Proben wiederspiegeln.
- *BSELINE*
berechnet einen Linescan der emittierten BSE der Probe. Der Primärstrahl wird Punkt für Punkt nebeneinander über die Probe geführt, es ist der Detektor zu spezifizieren und die Anzahl der auf die Probe an jeder Stelle auftreffenden Elektronen, dies entspricht prinzipiell der 'Verweilzeit' an einem Punkt der Probe. Mit zunehmender Anzahl der Primärelektronen verbessert sich die Statistik und die Rechenzeit erhöht sich.
- *GRAPH*
stellt den Verlauf der Ablenkung nach den Streuprozessen durch die Probenstruktur graphisch dar. Diese Routine ist hervorragend geeignet, einen ersten Eindruck der Wechselwirkung, des Verlaufes der Streuung innerhalb der Probe und der Eignung der Probe überhaupt zu erhalten.

Da die erforderliche Rechenzeit mit der verfügbaren Prozessorleistung skaliert, wurden für die Berechnung der Linescans mehrere PCs mit Pentium (90 bis 233 MHz) und Pentium-II (266 bis 400 MHz) Prozessoren parallel eingesetzt. Als Beispiel für die Rechenzeit sei hier ein Wert genannt: *BSELINE*

benötigt bei 20 keV für einen Durchgang über die virtuelle Goldquader-Probe auf einem 400 MHz Pentium-II ca. 7 Stunden bei 50000 Primärelektronen pro Punkt auf der Probe, was als gut bezgl. der Statistik anzusehen ist.

6.2 Berechnete Rückstreuukoeffizienten

Die in Kapitel 2.2.2 in Abbildung 6 dargestellten gemessenen Rückstreuukoeffizienten können auch mit Hilfe von *BSELINE* simuliert werden. Dazu lässt man den virtuellen Primärstrahl stetig auf eine Probenstelle auftreffen und berechnet somit das BSE-Signal an dieser Probenstelle. Dies wird für verschiedene Primärenergien und verschiedene Materialien durchgeführt. Pro Primärenergie wurden im folgenden Diagramm 29 500000 einfallende Elektronen ausgewertet, was zu einer ausreichend guten Statistik führte.

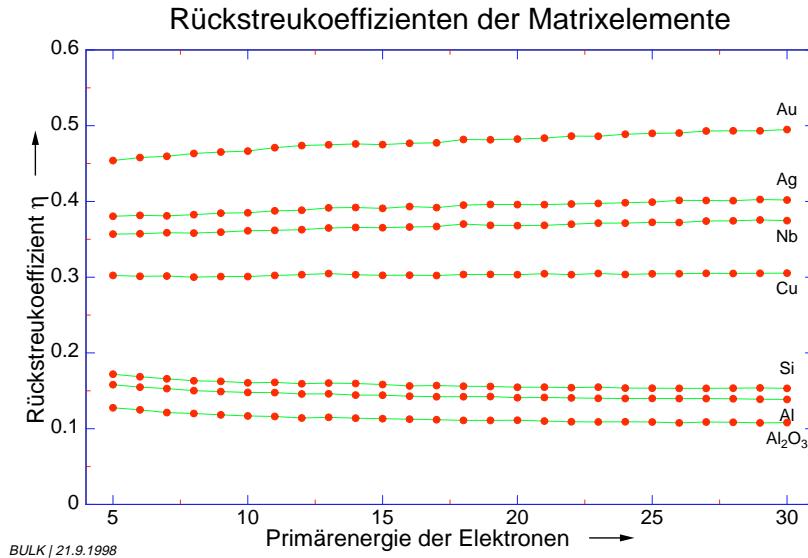


Abbildung 29: Berechnete Rückstreuukoeffizienten für verschiedene Elemente des Periodensystems (und der Verbindung Al_2O_3) in Abhängigkeit von der Primärenergie.

In Abbildung 29 erkennt man den gleichen Verlauf wie in Abbildung 6 im betrachteten und experimentell verwendeten Primärenergiebereich. So mit eignen sich auch die Simulationen von kompletten Linescans für eine Rekonstruktion von imaginären Proben. Aus den Linescans müssen dann in einem Zwischenschritt noch Grauwertbilder erzeugt werden.

6.3 Simulierte Wechselwirkungsvolumina

Zur Verdeutlichung sei hier die Visualisierung des Eindringvorganges der Primärelektronen und deren weiterer Verlauf innerhalb der Probe dargestellt. Bei gleicher Skalierung der Eindringtiefe (z -Richtung) erkennt man deutlich die Ausprägung des Interaktionsvolumens innerhalb der Probe. Die Bemaßung ist hierbei in μm angegeben.

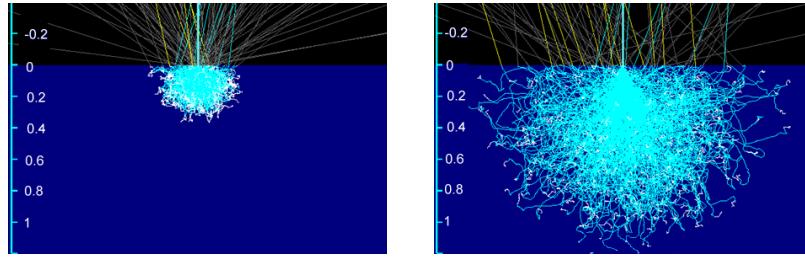


Abbildung 30: Simulierte Elektronenbahnen bei a) 5 keV und b) 10 keV am Beispiel von Aluminium.

Die dargestellten Volumina entsprechen den theoretischen und in Kapitel 2.2.1, Abbildung 4, dargestellten Verläufen.

6.4 Vergleich: Simulation – Experiment

Aus den mittels *BSELIN*e gewonnenen Linienprofilen werden Bilder erstellt, indem der Linescan a) komplett oder in Teilen untereinander kopiert wird und b) die Werte des Linescans in Grauwerte des Bildes umgerechnet werden (Abb. 32).

Zunächst berechnet *BSELIN*e die Linienprofile (Linescans) für verschiedene Primärenergien, hier zu 10, 15, 20, 25 und 30 keV angesetzt. Es wurde ein signifikanter Ausschnitt der realen Probe simuliert, aus dessen Ergebnissen sich die gesamte Probe stückweise zusammen setzen lässt. Der Linescan der Simulation verläuft von einem Goldquader (x -Position 1 - 100) über die Silizium- Oberfläche (x -Position 101 - 500) zum folgenden Quader (x -Position 501 - 600). Die in Abbildung 31 von oben nach unten eingetragenen Linescans sind diejenigen der angegebenen Primärenergien mit steigender Energie.

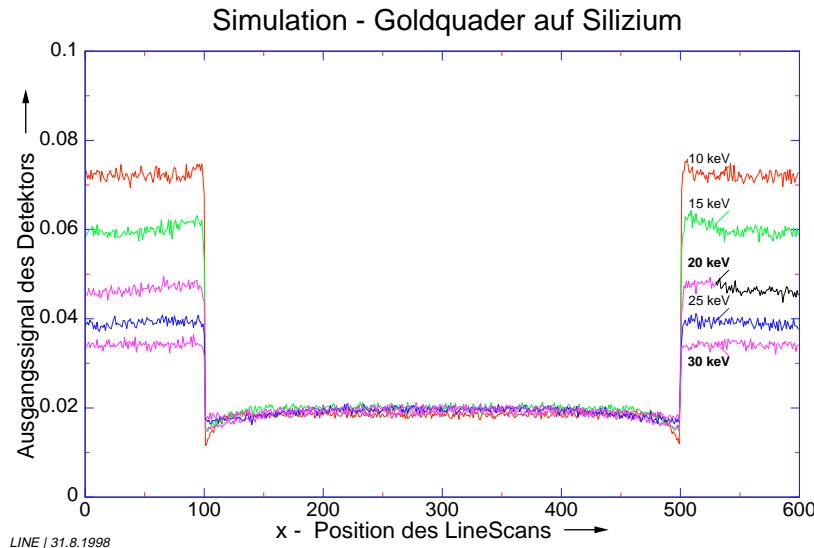


Abbildung 31: Simulierte Linienprofile der Goldquader auf Silizium.

Aus diesen berechneten Werten der Linescans werden 8 bit Grauwertbilder erzeugt, indem die Bereiche der jeweils zu einer Primärenergie gehörenden Linescans vervielfältigt werden. Die folgende Abbildung zeigt das Ergebnis dieser Umwandlungen zu Bildern:

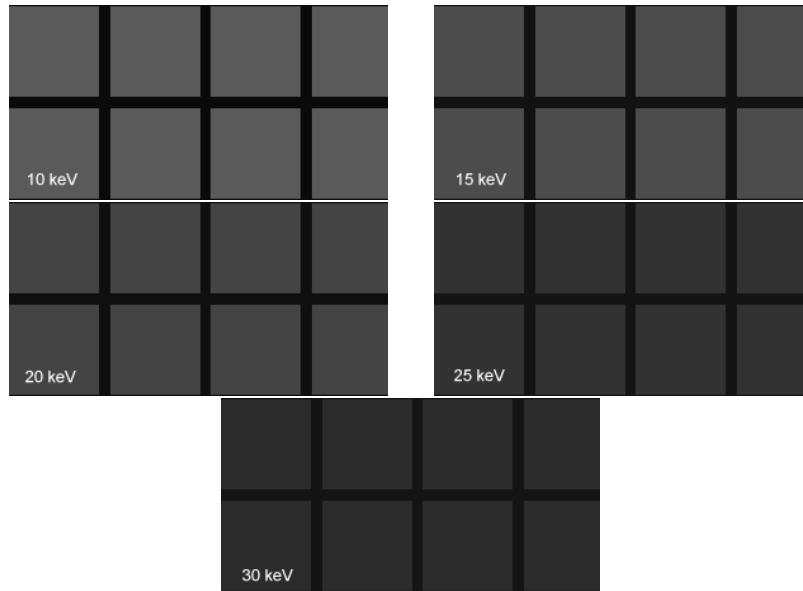


Abbildung 32: Simulierte Bilderserie der Goldquader.

Nun kann aus dieser Bilderserie, wie mit den realen SEM-Bildern in Kapitel 8 gezeigt wird, eine Voxel-Rekonstruktion erfolgen. Diese ist in Abbildung 33 dargestellt.

Eine Eichung wie im SEM ist bei den simulierten Bildern nicht nötig, da sich die Abbildungseigenschaften und die Verstärkungsfaktoren der Verstärkerkette nicht ändern. Ebenfalls kann aufgrund der richtigen gegenseitigen Lage der Bilder auf den Alinierungschnitt verzichtet werden.

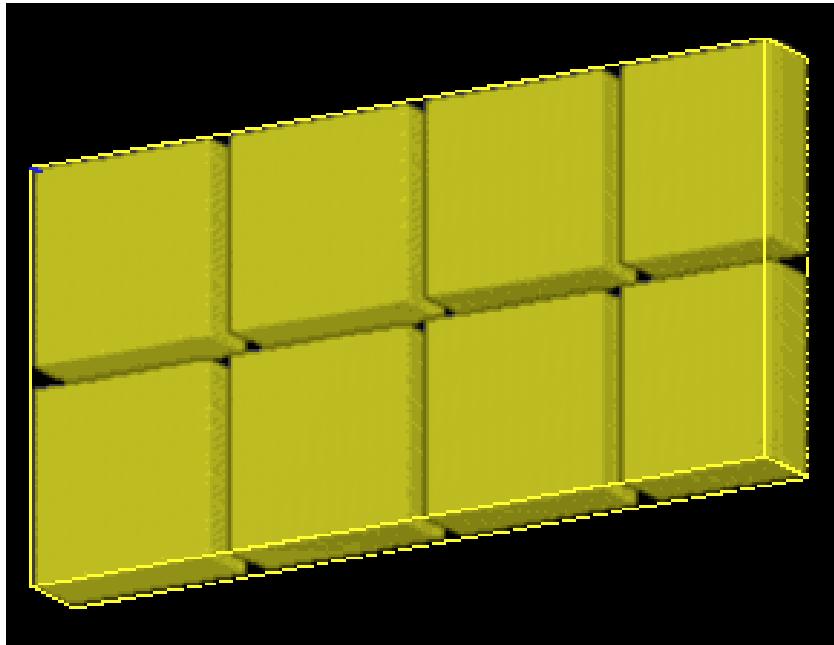


Abbildung 33: Rekonstruktion der simulierten Goldquader.

Diese Rekonstruktion der simulierten Bilder zeigt natürlich nicht solche Effekte wie auf der Oberfläche liegende Verunreinigungen oder durch die Abnahme des Gitters erzeugte Artefakte an den Kanten der Goldquader, wie sie in 8.2 zu sehen sind.

Vergleicht man diese Rekonstruktion der Simulation mit den real aufgenommenen Bildern, so läßt sich sagen, daß im gezeigten Umfang die Simulation und die direkte Akquise mit dem Mikroskop sehr gut übereinstimmt.

7 Vergleiche mit anderen Methoden

7.1 Spektrometer-Methode

In [30] und [42] wird eine andere Art der Gewinnung von Tiefeninformation vorgeschlagen: Es wird ein toroidiales Spektrometer („Rau-Spektrometer“) unterhalb des Polschuhes über der Probe angebracht, mit einer festen Primärenergie eingestrahlt und nur Elektronen mit definierten Energien zur Bilderzeugung detektiert.

In Abbildung 34 (*b*, *c* und *d*) sind mit Hilfe des Spektrometers aufgenommene Bilder dargestellt. Teilbild *a* ist eine Standard-SE-Aufnahme derselben Probenstelle. Von Bild *b* nach *d* werden zunehmend tiefere Schichten des IC's hervorgehoben, indem Elektronen mit immer geringer werdender Energie zur Abbildung herangezogen werden.

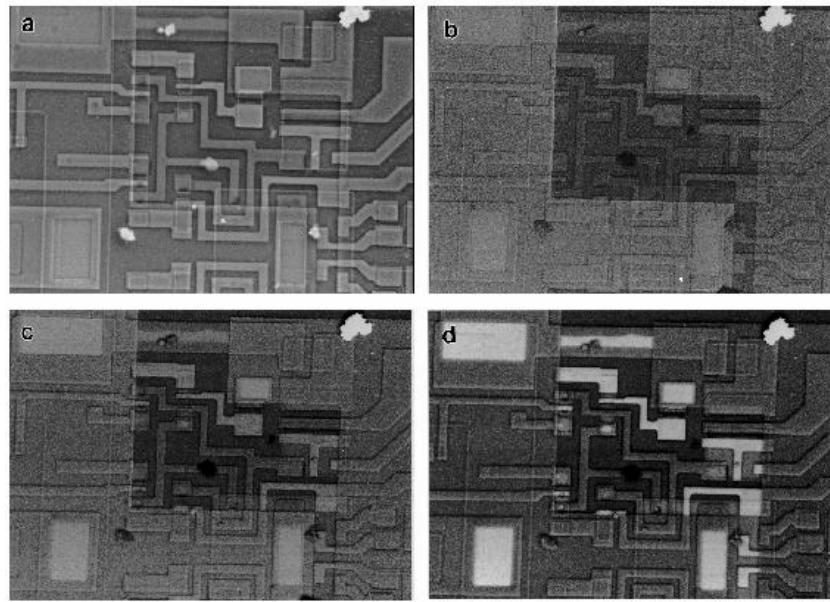


Abbildung 34: Mit dem toroidalen Spektrometer aufgenommene Bilder (aus [42]).

Mit Hilfe dieser Technik sollen dünne Filme auf der Oberfläche geeigneter Proben bis zu einer Tiefenauflösung unter 1 nm aufgelöst werden können [43].

7.2 Ionenstrahlätzung im SEM

In der Chipindustrie wird heute zur Fehlersuche (z.B. Durchschläge zwischen Isolatorschichten in Multilayer-Prozessoren und Speicherbausteinen) eine Ionenstrahl-Ätzanlage, die sich entweder im Probenraum oder aber mit dem SEM vakuumtechnisch verbunden befindet, verwendet. Man versucht durch schichtweises Abtragen der Probe und zwischenzeitlichem Aufnehmen von Bildern, sich langsam bis zur Schicht des Durchschlages vorzuarbeiten. Diese Methode funktioniert, ist jedoch zeitaufwendig, da möglichst dünne Schichten abgetragen werden müssen, um möglichst viele Ebenen zur Visualisierung zu erhalten.

Dieser Prozeß ist nicht reversibel, die Probe ist unwiderruflich durch die Abtragung der Schichten zerstört.

Des Weiteren sollte ein wirtschaftlicher Aspekt an dieser Stelle nicht unerwähnt bleiben: Die Ionenstrahlätzung im SEM erfordert ein Spezialgerät; die in dieser Arbeit aufgezeigte Methode benötigt jedoch (wenn man die Automatisierung – s. Kap. 9 – berücksichtigt) ein kaum verändertes, gut ausgerüstetes Standardgerät, das dann alternativ für andere Aufgaben oder einen größeren Probendurchsatz bereitsteht.

8 Anwendungsbeispiele

8.1 Teilweise überlappende Multilayer

Als erstes Testpräparat wurde ein SEM-Probenhalter ('stub') mit zwei Lagen unterschiedlichen Materials bedampft.

- **Herstellung:**

Ein SEM-Probenhalter aus Aluminium wird poliert und gereinigt, um eine einheitlich ebene Grundfläche zu erhalten. Im Bedampfungsgerät wird dann zunächst die erste Hälfte des Probenhalters abgedeckt und die andere Hälfte mit 200 nm Kupfer bedampft. Dann wird der Halter um 90° gedreht und in einem zweiten Schritt 50 nm Gold aufgedampft, so daß überlappende Bereiche entstehen. Der Aufbau ist in Abb. 35 graphisch wiedergegeben.

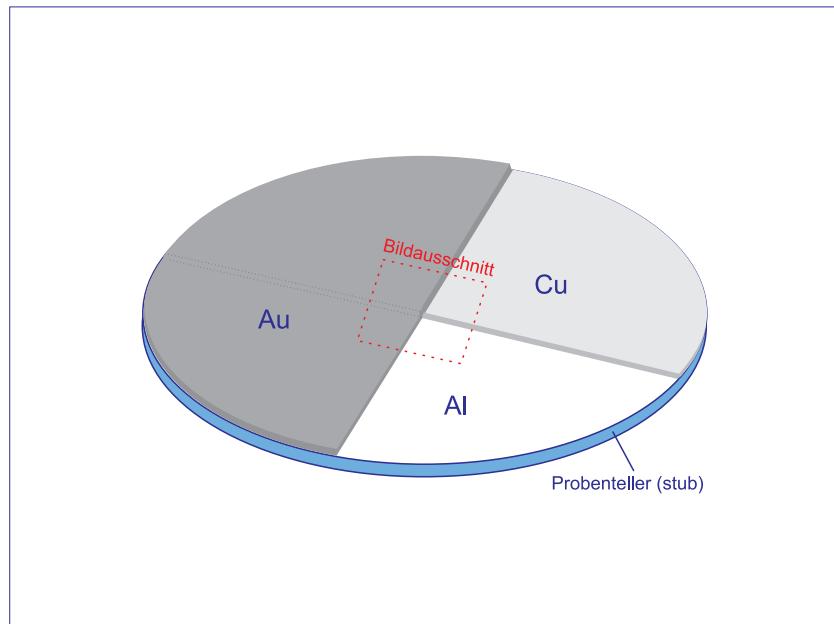


Abbildung 35: Aufbau des ersten Testpräparates.

- **Ausmaße:**

Der Probenhalter ist aus massivem Aluminium ($>1\text{ mm}$). Die zuerst aufgetragene Schicht Kupfer ist ca. 200 nm, die danach aufgedampfte Schicht Gold ca. 50 nm dick.

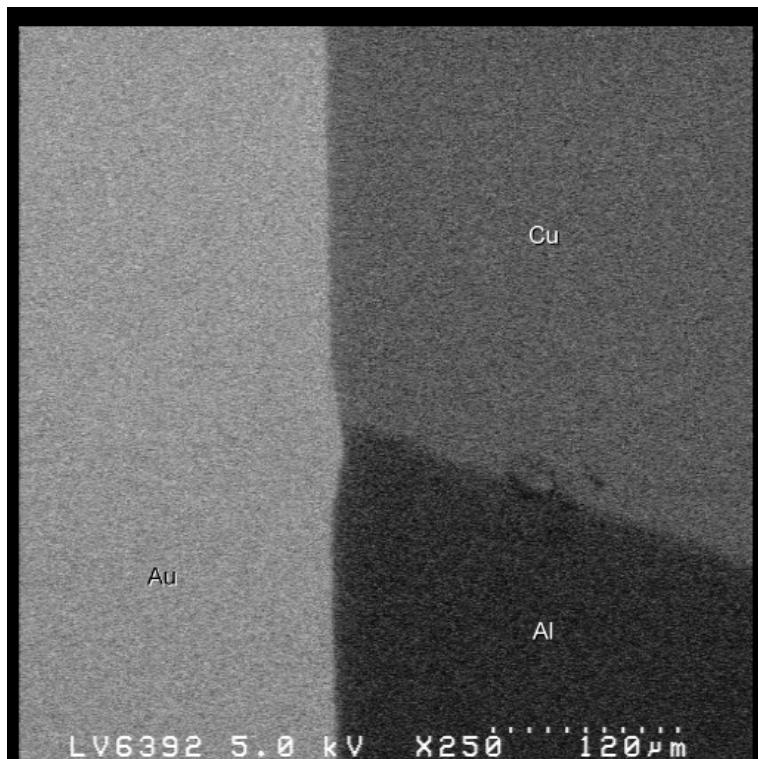


Abbildung 36: BSE-Aufnahme des ersten Testpräparates bei 5 keV Primärenergie.



Abbildung 37: BSE-Aufnahme des ersten Testpräparates bei 25 keV Primärenergie.

Zur besseren Darstellung wurden in diesen beiden Abbildungen die Grauwerte maximal gespreizt.

Folgende Erkenntnisse konnten nach der Aufnahme dieses ersten Testpräparates im SEM gewonnen werden:

- Man erkennt, daß die Methode der unterschiedlichen Primärenergien die gewünschte Tiefeninformation liefert. Dies sollte primär anhand dieses Präparates festgestellt werden.
- Die in Abb. 29 dargestellten Rückstreuoeffizienten lassen sich eindeutig im Bild wiedererkennen. Aluminium besitzt den geringsten Rückstreuoeffizienten und wird somit im Bild als dunkler Bereich dargestellt. Es folgen – heller werdend – die anderen Elemente Kupfer und Gold, was ebenfalls der Theorie (Abb. 29) entspricht.
- Da die Abbildung der BSE nicht oder nur kaum die Oberflächentopographie widerspiegelt, wird die 200 nm hohe Stufe des Goldes, die durch die unterliegende Kupferschicht erzeugt wird, nicht sichtbar.
- Man erkennt deutlich, daß das Kupfer nicht dickenhomogen aufgedampft wurde. Indiz: An der Grenze zum Aluminium „scheint“ dieses bei höheren Energien durch.

Eine Rekonstruktion kann mit diesen Aufnahmen nicht erfolgen, da bei dieser ersten Probe keine Eichung, wie in Kapitel 4.3 beschrieben, durchgeführt wurde. Die Grauwerte der einzelnen Phasen (Al, Cu, Au) sind somit nicht geeicht und der Algorithmus zur Zuordnung der richtigen Voxel zu den einzelnen Phasen versagt hier.

8.2 Goldquader auf Silizium

- **Herstellung:**

Auf ein gereinigtes Silizium-Waferstück wird ein Kupfer-Netz (handelsüblich für die Probenhalterung im Transmissions-Elektronenmikroskop) mit Leit-C fixiert. In der Bedampfungsanlage wird dann Gold auf den so präparierten Wafer durch das Netz aufgedampft. Das Netz wird danach vorsichtig abgelöst. Es bleiben kleine Quader in Netzlochgröße stehen. Zwischen den Quadern blickt man direkt auf die Siliziumoberfläche.

- **Ausmaße:**

Die Dicke der aufgedampften Schicht beträgt ca. 50 nm. Die laterale Kantenlänge eines Quaders beträgt aufgrund der mesh-Zahl des gewählten Netzes, 50 μm . Die Breite der Stege des Gitters beträgt ca. 12.5 μm , was somit dem Abstand der Quader entspricht.

- **Farbkodierung:**

Gelb: Gold; Schwarz: Silizium.

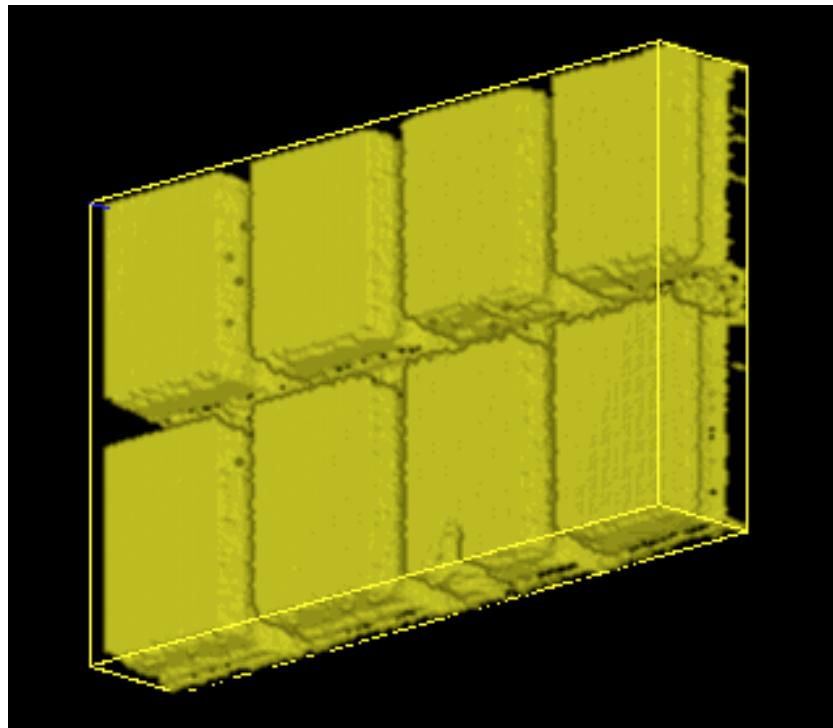


Abbildung 38: Rekonstruktion Goldquader (Höhe ca. 50nm) auf Siliziumoberfläche.

Diese Rekonstruktion basiert auf der Bilderserie I auf Seite 28.

Eine dieser ähnliche Abbildung hätte man auch mit Hilfe von zwei Aufnahmen und Anwendung der Stereomethode, bei der aus zwei, um ca. 5-7° versetzten, aufgenommenen Bildern ein Stereobild berechnet wird, erstellen können. Stereoaufnahmen können jedoch nur die Probenoberfläche in einer pseudo-realnen Darstellung wiedergeben. Im direkten Vergleich mit der Stereomethode zeigen sich hier die Vorteile der Tomographie, die mit Stereoaufnahmen nicht erzielt werden können:

- Die nachträgliche Berechnung der Ansicht aus jeder beliebigen Position,
- die Visualisierung nur eines Teiles (z.B. nur eines Elements) der Probe und
- die Darstellung des *Inneren* eines solchen Goldquaders als beliebiger Schnitt:

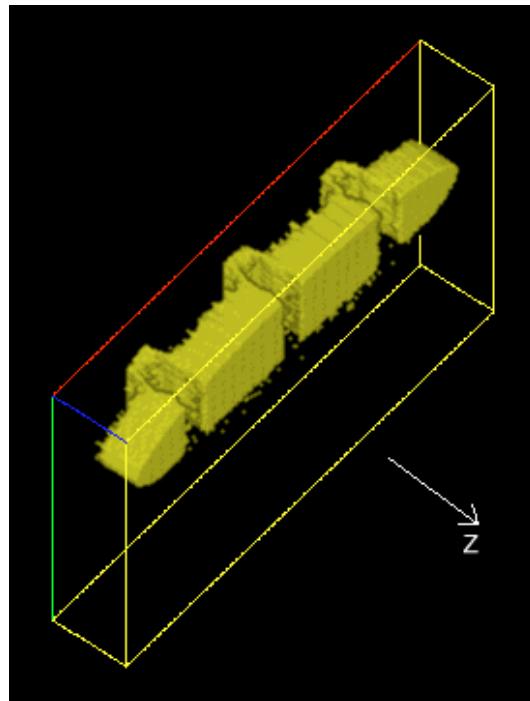


Abbildung 39: Rekonstruktion Goldquader (Höhe ca. 50 nm) auf Siliziumoberfläche, oval gesetzte 'ROI'.

In Abbildung 39 wurde nur ein Teil, ein Schnittbild, rekonstruiert. Hierzu wird eine sog. 'ROI' (Region of Interest) gesetzt und nur ein Teil der vorhandenen Daten visualisiert. Diese ROI ist beispielsweise als ovaler Bereich gesetzt, sie kann aber jede beliebige Form annehmen. Somit werden Schnitte durch die Probe an jeder beliebigen Stelle möglich, die einen Einblick in die innere Struktur der Goldquader ermöglichen.

Da man aus beliebigem Winkel (insbesondere aus zwei um ca. 5° bis 7° versetzten Winkeln) die rekonstruierte Probe betrachten kann, ist es auch möglich, nachträglich rot-grün-Stereobilder zu erzeugen, wie in der folgenden Abbildung gezeigt wird. Zur Betrachtung ist eine rot-grün-Brille (rot auf dem linken Auge) einzusetzen.

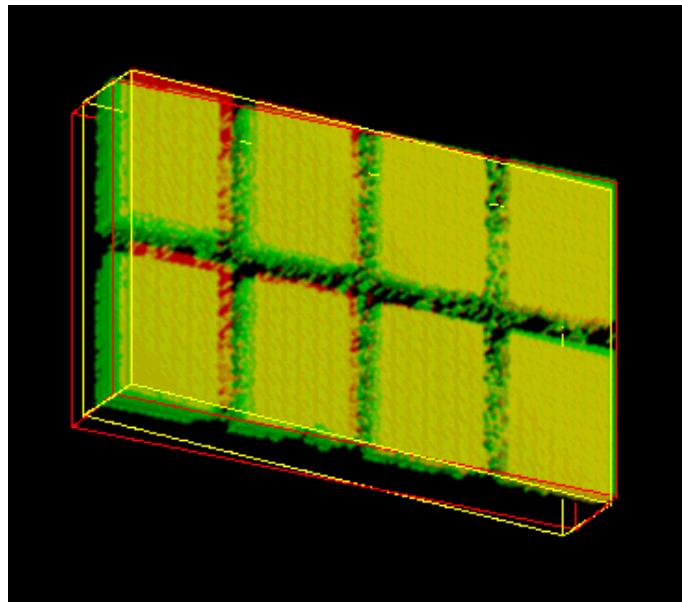


Abbildung 40: Rekonstruktion der Goldquader als rot-grün-Stereobild.

8.3 DRAM-Chip

Aus der Abteilung um Prof. Fuchs konnte ein DRAM-Chip geliehen werden. Leider sind die auf diesem wahrscheinlich älteren DRAM-Chip befindlichen Leiterbahnen zu dick, als daß sie mit der vorgestellten Methode visualisiert werden könnten. Bei 30 keV Primärenergie konnte die oberste Schicht nicht durchdrungen werden.

Im Anhang A.2.2 findet man zwei Aufnahmen dieses Chips.

8.4 10 V Josephson Kontakt

Ein von der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt Braunschweig zur Verfügung gestellter 10 V Josephson Kontakt wird mit Hilfe der beschriebenen Methode visualisiert.

- **Herstellung:**

Wie in [26] genauer beschrieben, wird der komplexe Aufbau des 10 V Josephson Kontaktes mittels Aufdampfung und Ätzung der verschiedenen Schichten maschinell und unter hohen Anforderungen bezgl. der Qualität des Bauteils gefertigt. Der zur Verfügung gestellte Josephson Kontakt ist aus dieser Fertigungskette entnommen und besitzt noch nicht die oberste Deckschicht aus $2 \mu\text{m}$ dickem SiO_2 und die 'Nb-groundplane'. Wären diese noch auf den eigentlichen Josephson Kontakt aufgebracht, würde die vorgestellte Methode versagen, da diese beiden Schichten ein Durchdringen bis zu den interessanten Ebenen verhinderten. Die Tunnelkontakte liegen somit in der verwendeten Probe direkt zugänglich frei an der Oberfläche. Abbildung 41 (aus [25]) zeigt den Aufbau.

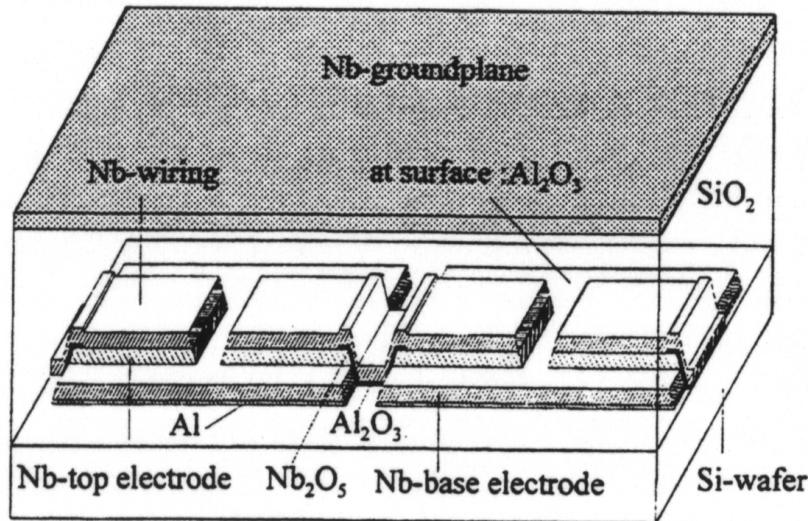


Abbildung 41: Schematischer Aufbau des 10 V Josephson Kontaktes.

- **Ausmaße:**

Der Silizium Wafer ist als Grundplatte anzusehen. Darauf wird als erstes eine 10 nm Schicht Al aufgebracht. Anodisiert werden weiterhin 10 nm Nb_2O_5 innerhalb der Tunnelübergänge. Die 'Nb-base electrode' ist 150 nm, die 'Nb-top electrode' 75 nm dick. Das 'Nb-wiring' letztendlich besitzt eine Dicke von 450 nm.

In Abbildung 42 ist der Ausschnitt, der aus der Bilderserie (s. Abb. 45 im Anhang) zur Rekonstruktion herangezogen wurde, weiß umrahmt.

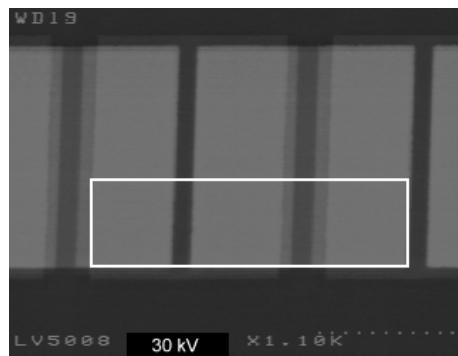


Abbildung 42: Kennzeichnung des Ausschnitts zur Rekonstruktion.

- **Farbkodierung:**

Grau: Nb-wiring/Nb-top electrode/Nb-base electrode; Rot: Nb_2O_5 ; Grün: Al/ Al_2O_3 ; Gelb: z.T. Nb-wiring; Schwarz: Si-Wafer.

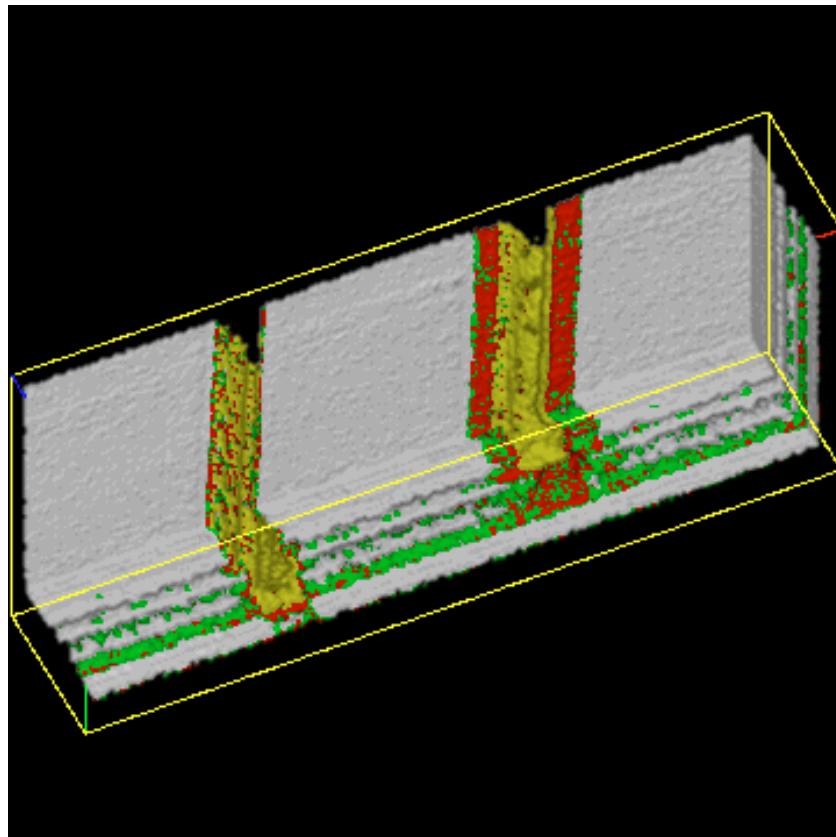


Abbildung 43: Rekonstruktion des 10 V Josephson Kontaktes.

Weiterhin ist es nun möglich, nur ein bestimmtes Element darzustellen, was hier am Beispiel der Niob/Nioboxidschicht gezeigt wird:

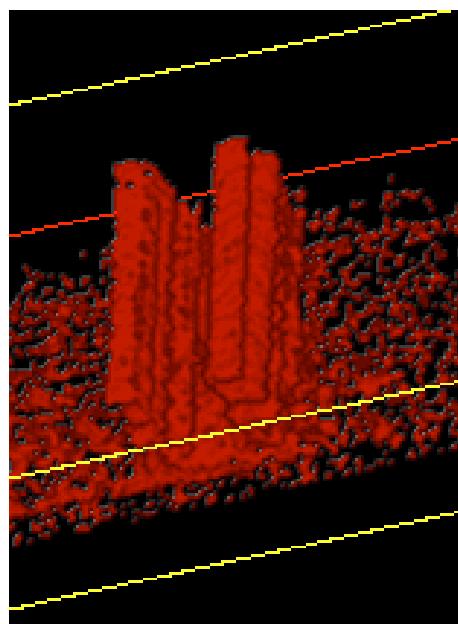


Abbildung 44: Rekonstruktion der Nb₂O₅-Schicht.

9 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurde eine Methode einer Visualisierungsmöglichkeit entwickelt, mit deren Hilfe der innere Aufbau geeigneter Proben zerstörungsfrei dargestellt werden kann. Weiterhin wurden Vergleichsrechnungen angestellt, mit denen auf Basis der Monte-Carlo-Simulation sowohl die im SEM erzeugten Bilder als auch die weitere Methodik des Visualisierungsprozesses erfolgreich reproduziert und somit verifiziert werden konnten. Es wurde gezeigt, daß die heute in anderen Gebieten der Wissenschaft eingesetzten Algorithmen der Voxelrekonstruktion auch in der vorgestellten Methode Einsatz finden können.

Wie erläutert, ist eine sehr aufwendige Kalibrierung nach jeder Veränderung der Primärenergie beim Hitachi S-4000 SEM notwendig. Der Strahlengang des gesamten Gerätes ist wieder neu zu justieren, die Blenden neu einzustellen und der Emissionsstrom zu prüfen. Dies ist sicherlich der erste Ansatzpunkt für eine Verbesserung/Automatisierung, die die Methode stark vereinfachen würde. Es lassen sich jedoch weitere Verbesserungsmöglichkeiten in die Methode einbauen: Mit Hilfe eines durch die Aufnahmesoftware gesteuerten, elektrisch betriebenen Tisches im SEM wäre ein automatisches Anfahren der Probenstelle und der Grauwert-Kalibrierstelle möglich, was zu einer weiteren Vereinfachung und Automatisierung im Rahmen der Genauigkeiten des jeweiligen motorgesteuerten Tisches liegen würde.

Durch Steuerung der Rastereinheit des Mikroskops, der Spulenanregungen der Linsen und der Hochspannungsversorgung durch einen Rechner, würde eine vollautomatische Bildaufnahme möglich werden. Des Weiteren könnte mit geeigneten Korrelationsfunktionen die Alinierung der zuvor durch den automatischen Tisch schon voralinierten Bilder durch einen Rechner erfolgen. Für unbekannte Proben wäre weiterhin ein EDX-Detektor und -auswertesystem notwendig.

Die entwickelte Methode und die gezeigten Algorithmen stellen die Möglichkeiten, die eine 3D-Rekonstruktion des Probeninneren am SEM erreicht, vielversprechend dar. In vielen Anwendungsbereichen ergibt sich so eine neue, reversible und interessante Möglichkeit der Visualisierung. Es erweiterten sich die Interpretationsmöglichkeiten von Analysen z.B. in der Chipindustrie, in denen die Qualitätssicherung einen sehr hohen Stellenwert und die Erhöhung der Ausbeute ('yield') von funktionstüchtigen Chips pro produzierten Wafer im Vordergrund steht. Die Funktionsfähigkeit der Methode wurde anhand erster Testpräparate erfolgreich verifiziert.

Die in dieser Arbeit vorgestellte Methode ist dem Deutschen Patentamt zur Patentanmeldung im Namen des Autors eingereicht.

A Anhang

A.1 Zur beigelegten CD-ROM

Da die statische Darstellung von 3D-Rekonstruktionen in gedruckter Form einiges an ihrer Aussagekraft verliert und gerade für einen visuellen Eindruck der Möglichkeiten der vorgestellten Methode eine 'bewegte' Darstellung unumgänglich ist, ist der Arbeit eine CD-ROM beigelegt, die sowohl 3D-Rekonstruktionen als auch Software (lauffähig unter MS Windows95 und NT) enthält. Die einfachste Methode der Durchsicht des Inhaltes, der Ansicht der Bilder und der Animationen ist es, mit einem geeigneten 'browser' (Microsoft Internet Explorer oder Netscape) die Datei **start.htm** zu öffnen. Weitere Informationen stehen im Hauptverzeichnis der CD-ROM in der Datei **readme.txt**:

```
*****
readme.txt von 22:21 05.09.98, me
*****  
  

Autor:  
Christian Mellen  
Moeserweg 6  
48149 Muenster  
Tel/Fax: 0251-80728  
email: mellen@uni-muenster.de / mellen@soft-imaging.de  
  

Inhaltsbeschreibung der CD-ROM zur Diplomarbeit  
"Elektronentomographie -  
3-dimensionale Rekonstruktion am Raster-Elektronenmikroskop  
durch Variation der Energie des Primaerelektronenstrahles"  
  

an der Westfaelischen Wilhelms Universitaet Muenster  
Physikalisches Institut, Elektronenmikroskopische Abteilung,  
Prof. Dr. Helmut Kohl  
Oktober 1998  
  

Reproduktion - auch auszugsweise - nur mit Genehmigung des Autors!  
Die enthaltene Software unterliegt den jeweiligen Urheberrechten  
der Hersteller.  
  

*****  
  

\STAMMVERZEICHNIS  
readme.txt -> diese Datei.  
start.htm -> oeffnen Sie diese Datei mit einem InterNet browser  
z.B. "MS-InterNet explorer" oder "Netscape".  
Sie werden den gesamten Inhalt der CD-ROM betrachten  
koennen.  
  

\IMAGES  
enthaelt (rekonstruierte) Bilder.  
  

\WEITERE UNTERVERZEICHNISSE  
\...  
  

\SOFTWARE  
enthaelt Software verschiedener Hersteller (zumeist  
Demonstrations-Versionen).  
  

\AMEDIC  
a3d97td.exe Installation.  
Benoit.exe Daten zur Demonstration der Amedic 3D  
Voxel Rekonstruktions Software.
```

Datei
readme.txt
der CD-ROM

```

faq.htm           Informationen zu Amedic 3D im HTML-Format.
\ACROREAD
    Setup.exe      Installation des freien Adobe Acrobat
                    Readers. Installieren Sie diese Software
                    zur Darstellung der pdf-Dateien auf
                    dieser CD-ROM.
\bm2avi          Tool zur Erstellung von Videos aus
                    Bildfolgen.
\ghostview        Installation von GhostView und Ghostscript
                    fuer Windows32 zur Darstellung von
                    PostScript Dateien.

\MOVIES
    enthaelt ablauffaehige Bildsequenzen der 3D-Rekonstruktionen der
    untersuchten Proben in verschiedenen Dateiformaten (avi, mpeg, ...).
    \...

\BACKUP
    enthaelt die gesamten TeX-sourcen der Arbeit inkl. der PostScript Bilder.

\PS_FILE
    enthaelt eine PostScript Datei der Arbeit, die auf geeigneten Druckern
    direkt gedruckt werden kann oder mit GhostView auf dem Monitor
    dargestellt werden kann.

\PDF_FILE
    enthaelt eine PDF Datei der Arbeit, die mit dem Acrobat Reader angesehen
    werden kann.

\HTML
    enthaelt die weiteren HTML (hyper text markup language) Dateien zur
    Darstellung im InterNet browser.

ENDE DES FILES README.TXT

```

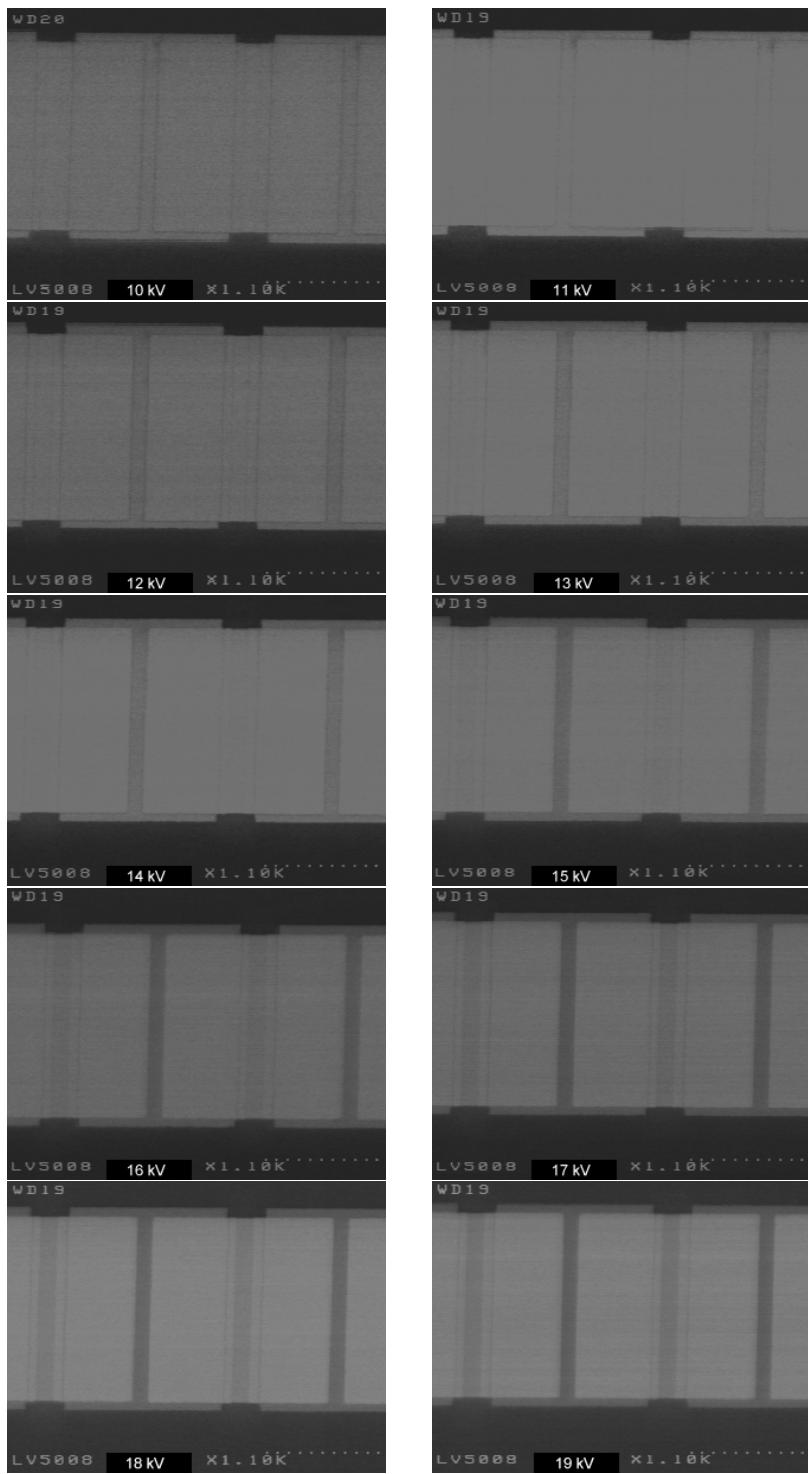
Öffnet man die Datei `start.htm` mit einem *browser*, so gelangt man zur folgenden Startseite:

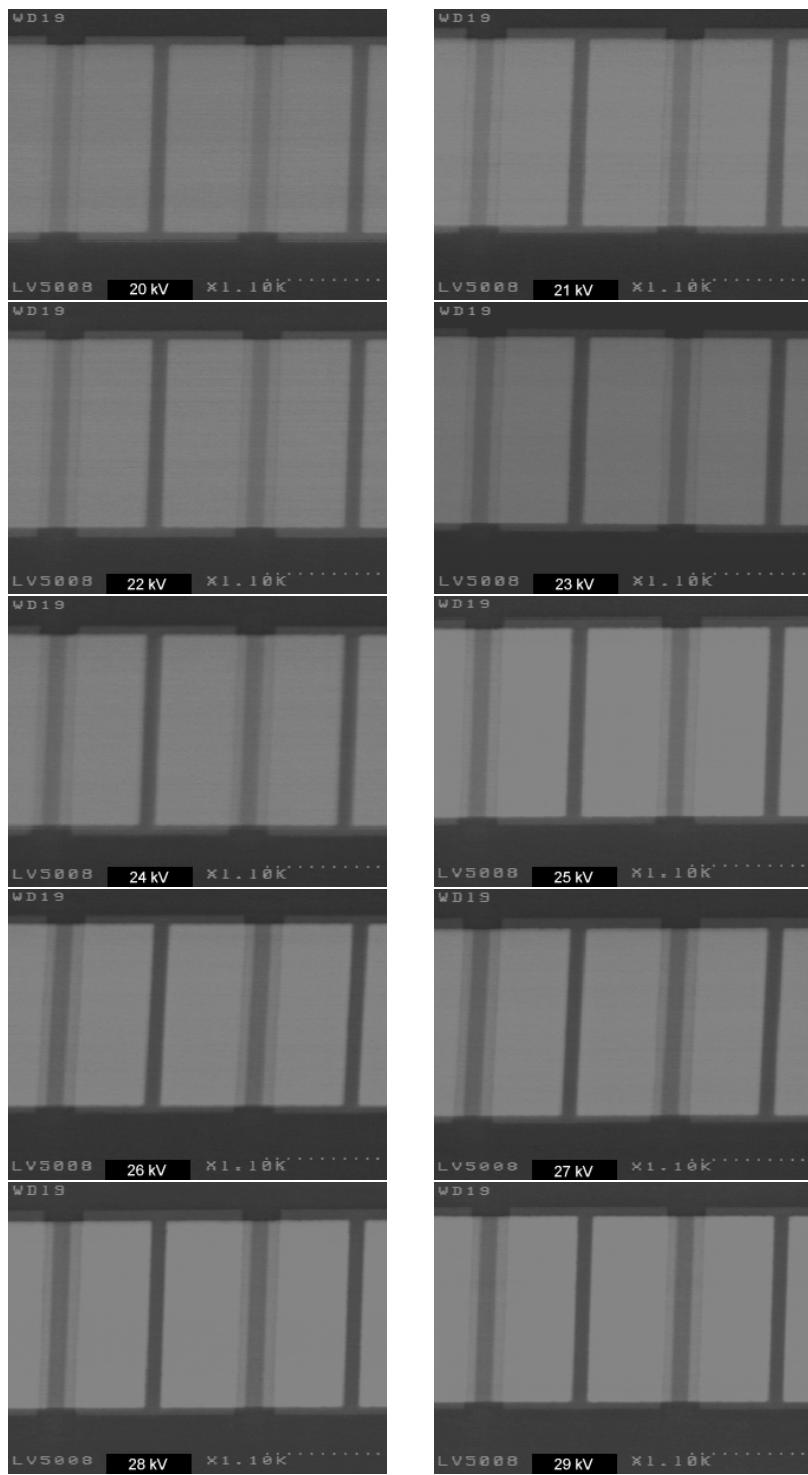


Startseite der CD-ROM, dargestellt in Netscape.

A.2 Bilderserien

A.2.1 10 V Josephson Kontakt





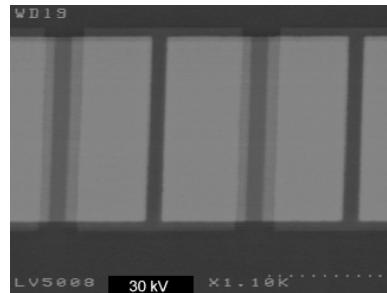


Abbildung 45: BSE-Bilderserie II: 10 V Josephson Kontakt von 10 bis 30 keV Primärenergie.

Zur Entfaltung und nachfolgenden Rekonstruktion wurden Ausschnitte aus dieser Serie exklusive der Bilder bei 11 und 23 keV benutzt. Die Bilder bei 11 und 23 keV sind offensichtlich falsch justiert oder es gab einen anormalen Effekt der Detektor-Verstärker-Anordnung.

A.2.2 DRAM-Chip

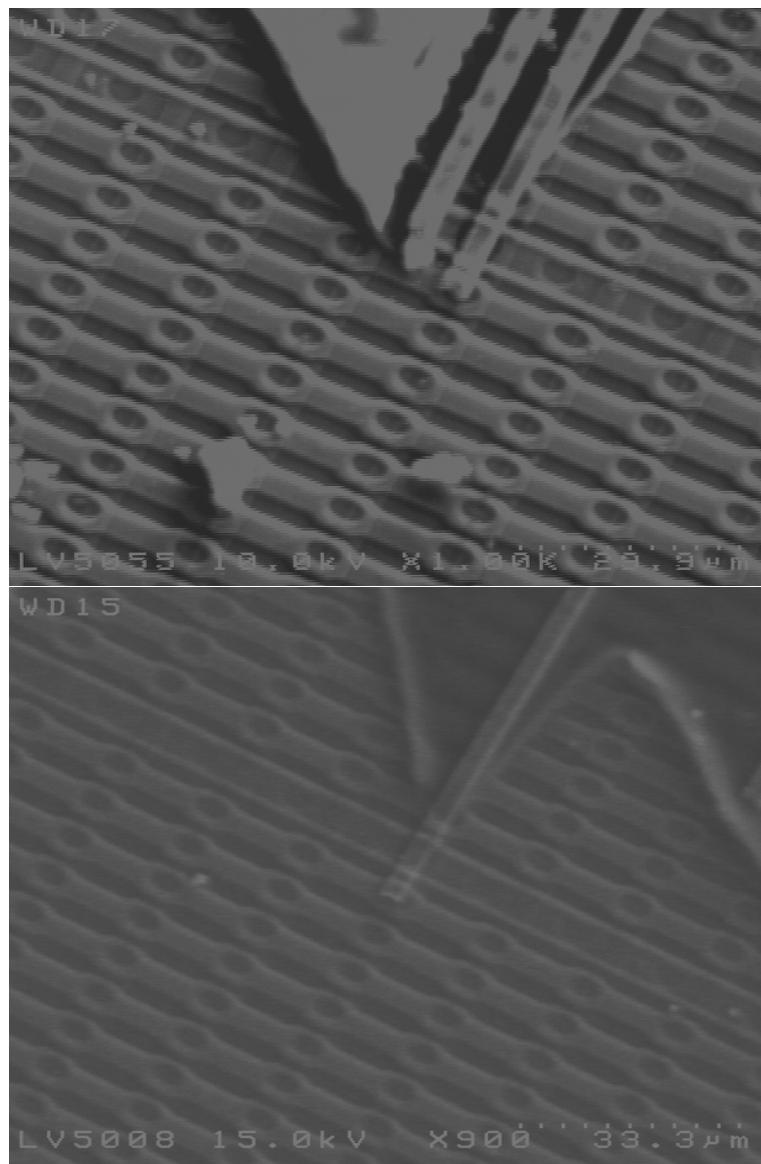


Abbildung 46: SE-Bilderserie III: DRAM-Chip bei 10 und 15 keV Primärenergie.

Bei diesem älteren DRAM-Chip sind die einzelnen Lagen der Struktur noch zu dick, als daß sie mit Hilfe der beschriebenen Methode visualisiert werden könnten. Dargestellt sind SE-Bilder bei 10 und 15 keV Primärenergie. Man erkennt jedoch die aufeinanderliegende Schichtstruktur, die bei neueren DRAM-Chips wesentlich dünner und anders aufgebaut ist (siehe auch Abbildung 7).

Danksagung

Ich möchte mich recht herzlich bei der gesamten Elektronenmikroskopischen Abteilung für Anregungen, Hilfen, den Spaß und die gewährte Unterstützung bedanken. Hervorzuheben ist insbesondere das Engagement von Herrn Dipl. Phys. Bernd Schindler, der in vorbildlicher Weise stets wertvolle Anregungen gab.

Ganz besondere Anerkennung gilt Herrn Prof. Dr. Helmut Kohl, der mich diese Arbeit erstellen ließ, obwohl ich ihm zu Beginn kein Argument zu berichten wußte, ob diese Methode funktionieren könnte.

Zu schätzen weiß ich ebenso die oft neuen und interessanten Wege eröffnenden Anregungen von Herrn em. Prof. Dr. Ludwig Reimer, dem ich an dieser Stelle danke. Dank auch für die Bereitstellung der Routinen des MOCASIM-Software-Paketes.

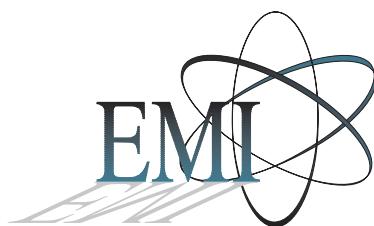
Für die Unterstützung auf technischer Seite durch Bereitstellung von Software und Hardware ein herzliches Dankeschön an die Fa. Soft Imaging System GmbH und ihrem Geschäftsführer Dr. Vasant Desai aus Münster.

Vielen Dank auch an die PTB Braunschweig für die Bereitstellung des 10 V Josephson Kontaktes, speziell Herrn Dr. Franz Müller.

Gleiches gilt für Herrn Dipl. Phys. Dirk Pudnitz aus unserer 'Nachbarabteilung' um Prof. Dr. Fuchs, der mir einen DRAM Chip für die Messung überließ.

Allen 'Velertäufelln': Andrea, Bernd, Christoph, Georg, Hilmar, Inge, Manu, Olaf, Robert und Thomas.

Für die Unterstützung des Studiums danke ich meinen Eltern, die es mir ermöglichen, sorgenfrei meinen Ideen nachzugehen.



Abbildungsverzeichnis

1	Das Hitachi S-4000	4
2	Prinzip einer Feldemissionsquelle	5
3	Signale im SEM	6
4	Reichweite, Wechselwirkungsvolumen und Austrittstiefe am Beispiel Aluminium	8
5	Schnitt durch eine multilayer-Probe	8
6	Gemessene Rückstreucoeffizienten für einige Elemente	9
7	Siemens: Aktuelle DRAM Technologie	10
8	IBM: Schnitt durch einen im CMOS-7S-Prozeß hergestellten Chip .	11
9	Computer-Tomograph, schematisch	14
10	Hounsfield Einheiten	15
11	Magneto-Resonanz-Tomograph, schematisch	16
12	Ultraschallrekonstruktion eines Babykopfes	18
13	Röntgentomographie eines Kondensators	18
14	Signalverlauf	21
15	Mittlerer Grauwert des Bildes zur Linearitätsbestimmung	22
16	Photo des verwendeten Top-Detektors	23
17	Top-Detektor im SEM	23
18	Grauwerteichung an Ag-Si-Probe	24
19	Übersicht des Ablaufes von der Aufnahme bis zur Rekonstruktion .	25
20	BSE Bilderserie I: Goldquader auf Silizium	28
21	Ausschnittsbestimmung zur Alinierung	29
22	Alinierung der Schnittstapel	29
23	Interaktion des Primärstrahles mit der Probe	30
24	Erstellung der Schnittbilder	31
25	Entfaltung nach Massendicke	31
26	Auflösungsverlust mit zunehmender Tiefe	34
27	Bildliche Darstellung des Auflösungsverlustes	35
28	SE-Bild der Goldquader auf Silizium	37
29	Berechnete Rückstreucoeffizienten	40
30	Simulierte Elektronenbahnen bei 5 und 10 keV	41
31	Simulierte Linienprofile der Goldquader	41
32	Simulierte Bilderserie Goldquader	42
33	Rekonstruktion der simulierten Goldquader	43
34	Aufnahmen mit Rau-Spektrometer	44
35	Aufbau des ersten Testpräparates	45
36	BSE-Aufnahme des ersten Testpräparates	46
37	BSE-Aufnahme des ersten Testpräparates	46
38	Goldquader	48
39	Goldquader mit gesetzter ROI	49
40	Stereobild der Goldquader	50
41	10 V Josephson Kontakt, Aufbau	51
42	Ausschnitt PTB Probe für Rekonstruktion	51
43	10 V Josephson Kontakt, Rekonstruktion	52
44	Rekonstruktion der Al/Al ₂ O ₃ Schicht	52
45	BSE Bilderserie II: 10 V Josephson Kontakt	58
46	BSE Bilderserie III: DRAM-Chip	59

Tabellenverzeichnis

1	Übersicht der Eindringtiefen	10
---	--	----

Literatur

- [1] Autrata R., Hejna J.: *Detectors for Low Voltage Scanning Electron Microscopy*. SCANNING **13** pp.275-287, FAMS Inc. (1991)
- [2] Blaschke R., Schur K.: *Der Informationsgehalt des Rückstrebildes im Raster-elektronenmikroskop*. BEDO **7** S.33-52 (1974)
- [3] Böngeler R.: *Rasterelektronenmikroskopie mit niedrigen Energien*. Dissertation, WWU Münster (1992)
- [4] Böngeler R., Kässens M., Golla U., Reimer L., Schindler B., Senkel R.: *Measurements of range, backscattering coefficient and secondary yield of 0.5-10 keV electrons*. Electron Microscopy 1992, Publ. Univ. Granada, 3, pp.755-756 (1992)
- [5] Darlington E.H.: *Backscattering of 10-100 keV electrons from thick targets*. J. Phys. D **8** pp.85-93 (1975)
- [6] Drescher H., Reimer L., Seidel H.: *Rückstreuoeffizient und Sekundärelektronenausbeute von 10-100 keV Elektronen und Beziehungen zur Rasterelektronenmikroskopie*. Z. Angew. Phys. **29** S.331-336 (1970)
- [7] Fitting H.J., Technow, R.: *Electron backscattering at various angles of incidence*. Phys. Stat. Sol. a), pp.K151-K154 (1983)
- [8] Frase, G.: *Untersuchungen zum topographischen Kontrast mittels Rückstreu-elektronen an geätzten Halbleiterstrukturen in einem Niederspannungselektronenmikroskop*. Diplomarbeit, WWU Münster, (April 1996)
- [9] Gauvin R. u.a.: *A Formula to Explain Electron Backscattering in Solids*. SCANNING **17** pp.63-64, FAMS Inc. (1995)
- [10] Goldstein J.I., et al.: *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis*. Second Edition, Plenum Press (1992)
- [11] Hejna J.: *Topographic and Material Contrast in Low-Voltage Scanning Electron Microscopy*. SCANNING **17** pp.387-394, FAMS Inc. (1995)
- [12] Hejna J.: *A ring scintillation detector for detection of backscattered electrons in the scanning electron microscope*. Scanning Microscopy **1** pp.983-987 (1987)
- [13] Hejna J.: *Optimization of the ring szintillation detector for backscattered electrons in the scanning electron microscope*. EUREM 88, Inst. Phys. Conf. Ser. No. 93, Bristol, **1** pp.119-120 (1988)
- [14] Hermann R., Reimer L.: *Backscattering coefficient of multicomponent specimens*. SCANNING **6** pp.20-29, FAMS Inc. (1984)
- [15] Hirsch P., Kässens M., Reimer L., Senkel R., Spranck M.: *Contrast of colloidal gold particles and thin films on a silicon substrate observed by backscattered electrons in low voltage scanning electron microscope*. Ultramicroscopy **50** pp.263-267 (1993)
- [16] Höhne K.H., Hanson W.A.: *Interactive 3D-Segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations*. J. Comput. Assist. Tomogr. **16** no. 2, pp.285-294 (1992)
- [17] Kanter H.: *Zur Rückstreuung von Elektronen im Energiebereich 10 bis 100 keV*. Ann. Phys. **20** S.144-166 (1957)
- [18] Kässens M.: *Spektroskopie mit rückgestreuten Elektronen in einem Rasterelektronenmikroskop*. Diplomarbeit, Universität Münster (1992)
- [19] Kässens M., Reimer L.: *Multi-BSE-Detektorsystem im LVSEM*. Optik Supplement **6** (Vol 100), S.22 (1995)

- [20] Konkol A.: *Resolution of Compositional Backscattered Electron Profiles of Single Interfaces in the Scanning Electron Microscope*. SCANNING **18** pp.13-18, FAMS Inc. (1996)
- [21] Kuhlmann, U.: *Backfabriken - Die Kunst der Chipherstellung*. c't, S.90ff, Ausgabe 12 (1997)
- [22] Li H. u.a.: *Fractal Behavior of Electron Trajectories and Spatial Distributions of Secondary Electron Birth Sites in Solids*. SCANNING **18** pp.19-24, FAMS Inc. (1996)
- [23] Lödding B., Reimer L.: *Monte Carlo Rechnungen im Energiebereich 1-20 keV*. Beitr. elektr. mikr. Direktabb. Oberfl. **14**, S.315-322 (1981)
- [24] Moll S.H., Healy F., Sullivan B., Johnson W.: *A high efficiency, nondirectional backscattered electron detection mode for SEM*. Scanning Electron Microscopy 1978/1, SEM Inc, AMF O'Hare, pp.303-310 (1978)
- [25] Müller F., Pöpel R., Kohlmann J., Niemeyer J., Meier W., Weimann T., Grimm L., Dünschede F.-W., Gutmann P.: *Optimized 1V and 10V Josephson Series Arrays*. IEEE Transactions on instrumentation and measurement **46** No. 2 (April 1997)
- [26] Müller F., Behr R., Kohlmann J., Pöpel R., Niemeyer J., Wende G., Fritzsch L., Thrum F., Meyer H.-G., Krasnopolin I. Y.: *Optimized 10-V Josephson Series Arrays: Fabrication and Properties*. Extended Abstracts **1** ISEC '97 (6th Int. Superconductive Electronics Conference), June 25-28, Berlin, pp.95-97 (1997)
- [27] Pöppe C. u.a.: *Medizinische Bildverarbeitung*. Spektrum der Wissenschaft, S.102ff., Ausgabe (Juni 1997)
- [28] Püttmann, M.: *Kontamination in einem Rasterelektronenmikroskop*. Staats-examensarbeit, WWU Münster (1993)
- [29] Radzimski Z.J. u.a.: *Image Simulation Using Monte Carlo Methods: Electron Beam and Detector Characteristics*. SCANNING **17** pp.276-280, FAMS Inc. (1995)
- [30] Rau E.I., Robinson V.N.E.: *An Annular Toroidal Backscattered Electron Energy Analyzer for use in Scanning Electron Microscopy*. SCANNING **18** pp.556-561, FAMS Inc. (1996)
- [31] Reimer L.: *Scanning Electron Microscopy - Physics of Image Formation*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1985)
- [32] Reimer L., Tollkamp C.: *Measuring the backscattering coefficient and secondary electron yield inside a SEM*. SCANNING **3** pp.35-39, FAMS Inc. (1980)
- [33] Reimer L., Volbert B.: *Separation of topographic and material contrast in scanning electron microscopy by different detector systems*. Electron Microscopy 1980 **3** p.172, London (1980)
- [34] Reimer L., Riepenhausen M.: *Detector strategy for secondary and backscattered electrons using multiple detector systems*. SCANNING **7** pp.221-238, FAMS Inc. (1985)
- [35] Reimer L., Stelter D.: *FORTRAN 77 Monte Carlo program for minicomputers using Mott cross sections*. SCANNING **8** pp.265-277, FAMS Inc. (1986)
- [36] Reimer L., Kässens M., Wiese L., Frase G., Schindler B.: *Monte Carlo Simulation mit frei konfigurierbarer Objektstruktur und Detektorstrategie*. Optik Supplement **6** (Vol 100), S.35 (1995)
- [37] Russ J.C.: *The image processing handbook*. Second Edition, CRC Press (1995)

- [38] Saparin G.V., Obyden S.K., Ivannikov: *A Nondestructive Method for Three-Dimensional Reconstruction of Luminescence Materials: Principles, Data Acquisition, Image Processing.* SCANNING **18** pp.281-290, FAMS Inc. (1996)
- [39] Sasov A., van Dyck D.: *Desk-Top Microtomography: Gateway to the 3D World.* microscopy and analysis, Issue 52, Rolston Gordon Communications GB (March 1998)
- [40] Schiemann T., Nuthmann J., Tiede U., Höhne K.H.: *Segmentation of the Visible Human for high quality volume based visualization.* in Visualization in Biomedical Computing, Proc. VBC'96 (K.H. Höhne and R. Kikinis, eds.), vol. 1131 of Lectures Notes in Computer Science, pp.13-22, Springer Verlag Berlin (1996)
- [41] Schiemann T., Bomans M., Tiede U., Höhne K.H.: *Interactive 3D-Segmentation.* in Visualization in Biomedical Computing II, Proc. SPIE 1808 (R.A. Robb, ed.), (Chapel Hill, NC), pp.376-383 (1992)
- [42] Schindler B., Dissertation, WWU Münster, in Vorbereitung (1998/99)
- [43] Schlichting F., Berger D., Niedrig H.: *Thickness Determination of Ultra-Thin Films with Sub-nm Resolution using BSE Spectra of a New Torodial Electrostatic Spectrometer.* talk and poster, Symp.45, PP 1.3, ICEM 98 Cancun
- [44] Schmidt P.F., Krefting, u.a.: *Kursus Buch: Praxis der Raster-Elektronenmikroskopie und der Mikrobereichsanalyse in Münster.* Loseblattsammlung, Institut für medizinische Physik und Biophysik, Münster (1993)
- [45] Senkel R.: *Monte-Carlo Simulationen in der Elektronenmikroskopie.* Dissertation, WWU Münster (1993)
- [46] Sobierajski L.M.: *Global Illumination Models for Volume Rendering.* Dissertation, State University of New York at Stony Brook (August 1994)
- [47] Tollkamp, C.: *Messungen zum Rückstreuoeffizienten und zur Sekundärelektronenausbeute in einem Rasterelektronenmikroskop.* Diplomarbeit, WWU Münster, (Februar 1980)
- [48] Schulz W.: *Kupfer statt Alu für schnelle Chips.* VDI nachrichten, Seite 14, Ausgabe 41, (10. Oktober 1997)

InterNet Fundstellen – Unified Resource Locators:

- [49] <http://www.a1-alpha-space.com>
Homepage der Fa. A1-Alpha-Space-Inc., USA
- [50] <http://www.hp.com/info/voxelator>
OpenGL Erweiterung von Hewlett-Packard zur 3D-Visualisierung
- [51] <http://www.soft-imaging.de>
Homepage der Fa. Soft Imaging System GmbH, Münster
- [52] news: sci.image.processing
Newsgroup zum Thema Bildverarbeitung

Ich versichere hiermit, die vorliegende Arbeit selbständig angefertigt und keine außer den angegebenen Hilfsmitteln benutzt zu haben.

Münster, den

...hier war sie einmal, die CD-ROM „Elektronentomographie am SEM“. Falls nicht mehr vorhanden, bitte email an 'mellen@soft-imaging.de'...

