

Kapitel 3

Stand der Technik

3.1 Vorgaben durch den Einsatzort und die Anwendungsart

Die Vielzahl der Anwendungsmöglichkeiten Funktioneller Elektrostimulation zur Wiederherstellung von sensorischen oder motorischen Fähigkeiten und die unterschiedlichen medizinischen und technischen Möglichkeiten, dies zu erreichen, führten im Laufe der letzten Jahrzehnte zu einer ebenso großen Vielzahl der Entwicklung von Geräten zur akuten und chronischen Stimulation und Ableitung von Nervensignalen. Dabei hat sich die technologische Entwicklung an den Vorgaben durch die physiologischen Gegebenheiten und den medizinischen Randbedingungen zu orientieren. Sie bestimmen die zulässigen Abmessungen und geeignete Geometrien, das Gewicht, die Signalübertragung und günstige Ankopplungen zu Nervenstimulation und/oder -ableitung des technischen Geräts in seiner biologischen Umgebung. Unter Laborbedingungen ist es häufig ausreichend, zur Stimulation oder Ableitung einzelne Elektroden in bewegungslosem Gewebe an der interessierenden Stelle zu positionieren, d. h. an Nervenzellkulturen oder einem narkotisierten Versuchstier. Daher finden hier zumeist Nadelelektroden Einsatz, bei denen ein feiner Draht aus geeignetem Material (s. Abschnitt 4.2.1), der bis auf die Spitze isoliert ist, mittels eines Mikromanipulators an oder in die Nervenzelle oder -bahnen positioniert wird.

Müssen jedoch die Elektroden über einen längeren Zeitraum im Körper verbleiben, wird eine Implantation erforderlich, bei der die Elektroden auch bei einwirkenden Kräften durch die Bewegung des Gewebes ortstabil bleiben. Ortsveränderungen der Elektroden durch die Bewegung des Implantats am Implantationsort verändern auch die Ankopplungsparameter, wie z. B. dem benötigten Strom zur Stimulation, durch Variationen im Elektroden/Nerven(zell)-Abstand, bis hin zum Verlust der Stimulationsfähigkeit. Die Ortsstabilität kann beispielsweise durch Vernähen des Implantats mit dem umgebenden Gewebe oder eine Nagelung¹ in festerem Gewebe sichergestellt werden. Ebenfalls ist es

¹z. B. eines Retina-Implantats auf der Netzhaut mit einem *Retinal Tack*

möglich, durch eine geeignete Modifikation der Implantat-Oberfläche ein Auf-, oder bei einer Perforation, ein Einwachsen von Bindegewebszellen auszulösen, die das Implantat ebenfalls räumlich stabilisiert.

Die Ausführung der implantierbaren Elektroden richtet sich nach den Gegebenheiten am Ort der Stimulation. Sind Nervenbahnen zu kontaktieren, müssen die Elektroden an oder in den Nerven, genauer intrafaszikulär, positioniert werden. Dazu geeignete Elektroden, die Cuff-Elektroden, werden in Abschnitt 3.2.2 beschrieben. Werden hingegen flächige oder räumliche Anordnungen von Nervenzellen, wie z. B. der Netzhaut oder dem Cortex kontaktiert, erfolgt dies zumeist mit planaren oder dreidimensionalen Anordnungen von Elektroden in einer Matrix (Abschnitte 3.2.3 und 3.2.4).

3.2 Realisierungen mittels Mikromechanik und Mikrosystemtechnik

Mit der Mikrosystemtechnik, der Verknüpfung von Mikromechanik und Mikroelektronik, stehen Möglichkeiten zur Fertigung komplexer Mikrosysteme bereit. Erst mit ihr gelingt die Fertigung von leistungsfähigen Implantaten mit Elektrodenstrukturen zur Stimulation und Ableitung und „intelligenter“ Ansteuer- und Ableitelektronik. Durch diese Integration kann der Aufwand an Aufbau- und Verbindungstechnik und damit die Anzahl von potentiellen Ausfallursachen des Implantats vermindert werden. Die Fertigungsverfahren aus Mikromechanik und -elektronik gestatten kompakte Aufbauten und Abmessungen der funktionellen Strukturen in physiologisch günstigen Größenordnungen. Im folgenden werden einige Beispiele für Stimulations- und Ableitelektroden aus verschiedenen Anwendungsbereichen und unterschiedlicher Fertigungsverfahren erörtert.

3.2.1 Siebelektroden

Siebelektroden finden Verwendung zur Stimulation und Ableitung an peripheren Nerven. Dabei beschränkt sich ihr Einsatz auf Experimente zu Forschungszwecken, da der Nerv zunächst durchtrennt werden muß, um anschließend in geringer Entfernung der beiden Nervenstümpfe erneut zusammenzuwachsen, vorzugsweise durch die Öffnungen der dazwischen platzierten Siebelektrodenstruktur.

Als Beispiel sei die von Akin und Najafi [AN91] entwickelte Siebelektroden-Struktur angeführt. Die Elektrodenöffnungen befinden sich auf einer 4 μm dicken Siliziummembran, die von einem 15 μm dicken umgebenden Trägerring gestützt wird (Abb. 3.1). Die Zu- und Ableitung der Signale erfolgt über Polysiliziumleitungen auf ebenfalls 4 μm dicken langgezogenen Membranen („Siliziumkabeln“). Die einzelnen Siebelektroden bestehen aus Ringen um Löcher von 2 bis 5 μm Durchmesser, bei denen Iridium zur Verbesserung der Elektrodeneigenschaften auf die Polysilizium-Zuleitungen per Sputtern abgeschieden wurde. Dabei wurde nur ein Teil aller Löcher mit Elektrodenringen umgeben (Abb. 3.2).

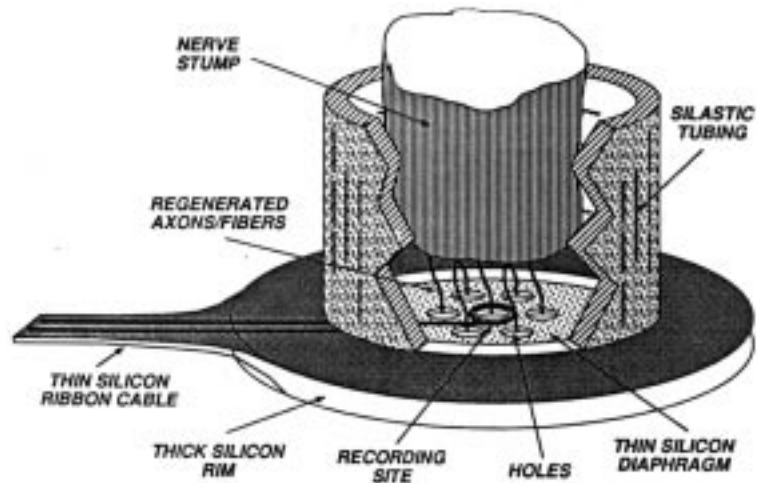


Abb. 3.1: Prinzipskizze des Siebelektroden-Arrays (aus [AN91])

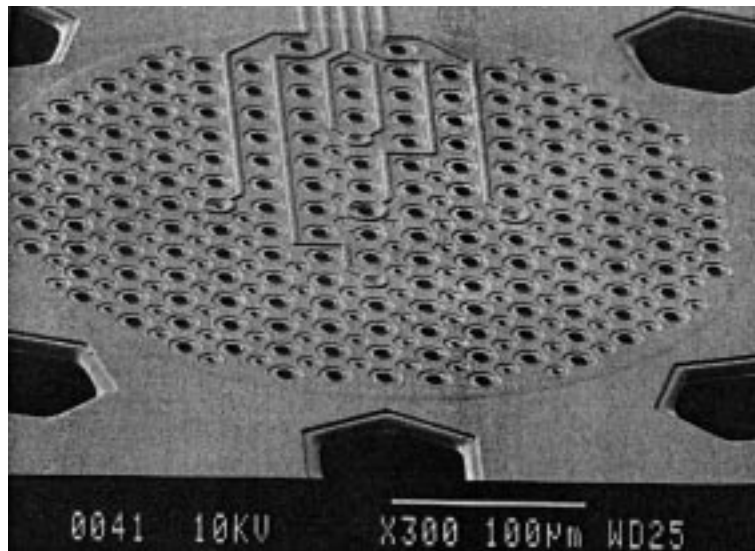


Abb. 3.2: Elektrodenkontaktierung auf der Siebfläche (aus [AN91])

Die Vorteile der Siebelektroden bestehen in der Möglichkeit zur Stimulation und Ableitung an einzelnen Axonen. Aufgrund ihrer planaren Geometrie können elektronische Ansteuer- und Ausleseschaltungen in Elektrodennähe integriert werden. Ihr Hauptnachteil ist sicher der Umstand, daß ein intakter Nerv zunächst durchtrennt werden muß, um ein Durchwachsen der Elektrodenlöcher zu ermöglichen. Das erneute Zusammenwachsen erfolgt nur bei einem Teil der Nervenfasern, weiterhin ist das Durchwachsen eines mit einer Elektrode kontaktierten Lochs nicht steuerbar und somit dem Zufall unterworfen. Eine wesentliche Erhöhung der Kontaktanzahl ist aufgrund der benötigten Löcherdichte und der Zuleitungsführung kritisch. Daher ist der Einsatz von Siebelektroden auf Forschungszwecke am Tier beschränkt.

3.2.2 Cuff-Elektroden

Die Stimulation und Ableitung an peripheren Nerven kann ebenso durch Cuff-Elektroden erfolgen. Dabei wird der zu kontaktierende Nerv nicht durchtrennt, sondern die Elektroden um den Nerv herum plaziert. Als Träger der Elektroden dient eine Manschette (*Cuff*) eines polymeren Materials, die um den Nerv gelegt wird. Die Manschette ist als geschlitzter Zylinder oder in modernen Versionen eher als spiralförmige flexible Folie ausgeführt, die bei der Implantation geöffnet wird und sich dann um den Nerv schließt. Durch die Verschaltung der Elektroden zu bi- und mehrpolaren Anordnungen können mit einer gewissen Selektivität die einzelnen Faszikel des Nerven angesprochen werden. Abb. 3.3 zeigt ein Verschaltungsbeispiel einer 12-Elektroden-Manschette [V⁺93] zur Verbesserung der Selektivität. Während einerseits die Elektroden zur effektiven Stimulation eng anliegen sollten, dürfen andererseits keine Druckbelastungen auf den Nerven ausgeübt werden um Schädigungen zu vermeiden. Das macht die Anpassung der Cuff-Elektrode vor der Implantation an den Durchmesser des Nerven erforderlich (z. B. durch Vorkrümmen der Trägerfolie) und die flexible Reaktion auf Änderungen des Nervendurchmessers (durch Schwellung) wünschenswert. Eine flexible spiralförmige Cuff-Elektrode von 4mm Durchmesser zeigt Abb. 3.4 (aus [NTR94] nach [N⁺90b]).

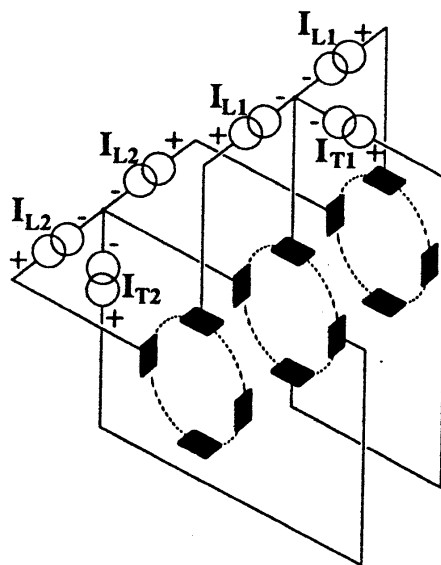


Abb. 3.3: Eine Verschaltung zur selektiven Stimulation [V⁺93]

Ihre Vorteile bei der Kontaktierung peripherer Nerven macht die Cuff-Elektrode zur verbreitetsten Form der Stimulationselektroden, beispielsweise für die Stimulation der unteren Extremitäten, der Blase, des Zwerchfells und zur Unterdrückung von chronischem Schmerz. Eine Verbesserung der geringen Selektivität macht eine aufwendige Ansteuerung notwendig, da im Normalfall eher eine großflächige Erregung des Nervenquerschnitts auftritt. Die Ansteuer- und Ableitschaltungen sind nicht in der Trägerfolie integriert und müssen getrennt über Leitungszuführungen angekoppelt werden.

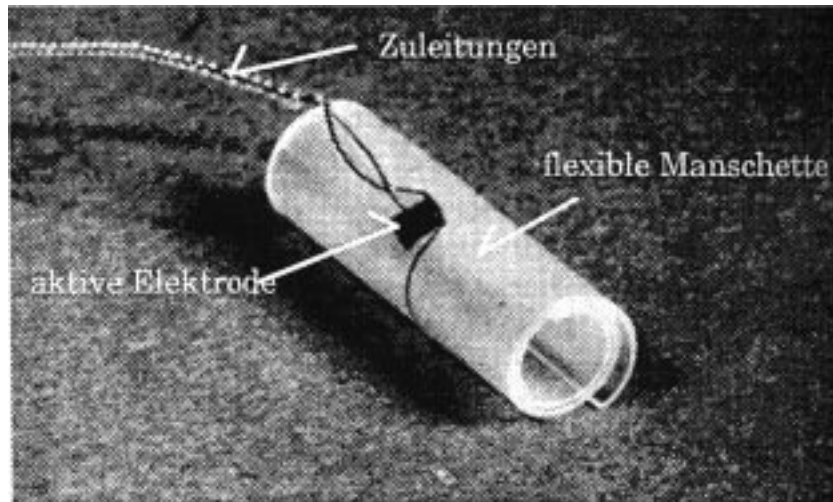


Abb. 3.4: Eine flexible spiralförmige Cuff-Elektrode (s. Text)

3.2.3 Planare Elektrodenarrays

Werden die Schaltungen zur Ansteuerung von Stimulationselektroden und zur Signalverstärkung von Ableitelektroden in konventionellen Halbleiterfertigungsprozessen realisiert, kann durch Strukturierung des die Schaltung tragenden Substrats eine Form erzeugt werden, die es gestattet, die Elektroden in Nervengewebe einzuführen. Derartige Einstich-Elektroden sind als Nadeln mit einigen Elektroden oder - nebeneinander angeordnet - als Kammstruktur ausgeführt. Die Elektroden auf den Nadeln sind über Zuleitungen mit Kontaktflächen für Drähte (passive Arrays) oder mit einer ebenfalls auf dem Substrat befindlichen Ansteuer- oder Ableitelektronik verbunden (aktive Arrays).

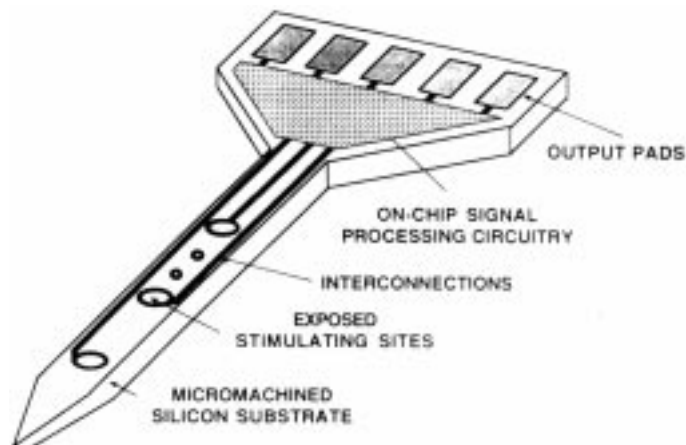


Abb. 3.5: Skizze des Einstichelektrodenarrays (aus [T⁺90])

Ein Beispiel für Stimulationselektroden auf einer nadelförmigen Struktur mit integrierter Ansteuerschaltung liefern Tanghe *et al.* [T⁺90]. Die Abbildung 3.5 skizziert den Aufbau

des Nadelelektrodenarrays und Abb. 3.6 zeigt eine REM-Aufnahme der $8000 \mu\text{m}^2$ großen Stimulationselektroden aus Iridiumoxid. Aufgrund der Integration der Ansteuerelektronik beschränkt sich die Anzahl der benötigten Zuleitung auf fünf (bipolare Betriebsspannung, Daten- und Taktleitung). Passive Arrays hingegen benötigen eine Zuleitung pro Elektrode.

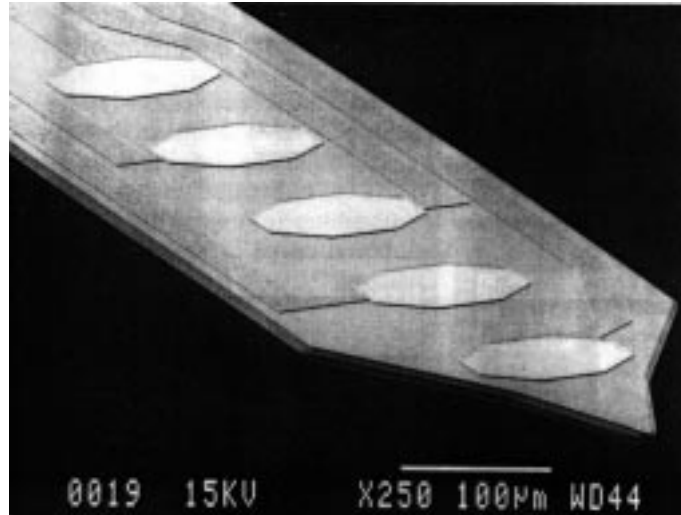


Abb. 3.6: Die Nadelspitze mit $8000 \mu\text{m}^2$ großen Elektroden [HW91])

Die Strukturierung des Substrats erfolgt über eine hohe Bordotierung des zu erhaltenden Materials, während nichtdotiertes Silizium in einem naßchemischen Ätzprozeß entfernt wird (beschrieben in [N⁺90a]).

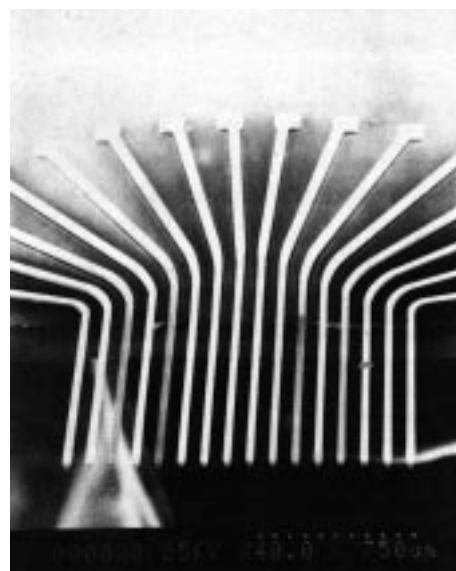


Abb. 3.7: REM-Aufnahme galvanisch erzeugter Elektroden [F⁺93]

Neben der Möglichkeit, mehrere Elektroden auf einer Nadel zu platzieren, kann auch die Nadel selbst als eine Elektrode ausgeführt sein. Frazier *et al.* [F⁺93] beschreiben eine kammartige Anordnung galvanisch erzeugter Nadelelektroden (Abb. 3.7). Dazu wurden

zunächst über eine naßchemische Rückseitenätzung eines bordotierten und Siliziumnitrid-beschichteten Siliziumsubstrats Bereiche dünner Membranen erzeugt. Nach Aufbringen einer 25 nm Titan- und 150 nm Kupferschicht als Saatschicht erfolgt nach einer Abscheidung fotosensitiven Polyimids und dessen Strukturierung schließlich eine Goldgalvanik. Nach dem Entfernen des Polyimids und der Stützmembran werden die 15 bis 20 μm durchmessenden Elektroden bis auf die Spitze mit Siliziumnitrid elektrisch isoliert. Die so erzeugten Nadelelektroden besitzen eine Länge von 1,15 mm.

Die Kombination vieler Nadeln mit mehreren Elektroden zu einer Kammstruktur zeigen Kim *et al.* [KW96]. Eine integrierte Elektronik gestattet es, jeweils 8 von 64 Elektroden anzusprechen, die wahlweise zu 8 Elektroden auf 8 Nadeln oder zu 4 Elektroden auf 16 Nadeln plaziert sind (Abb. 3.8).

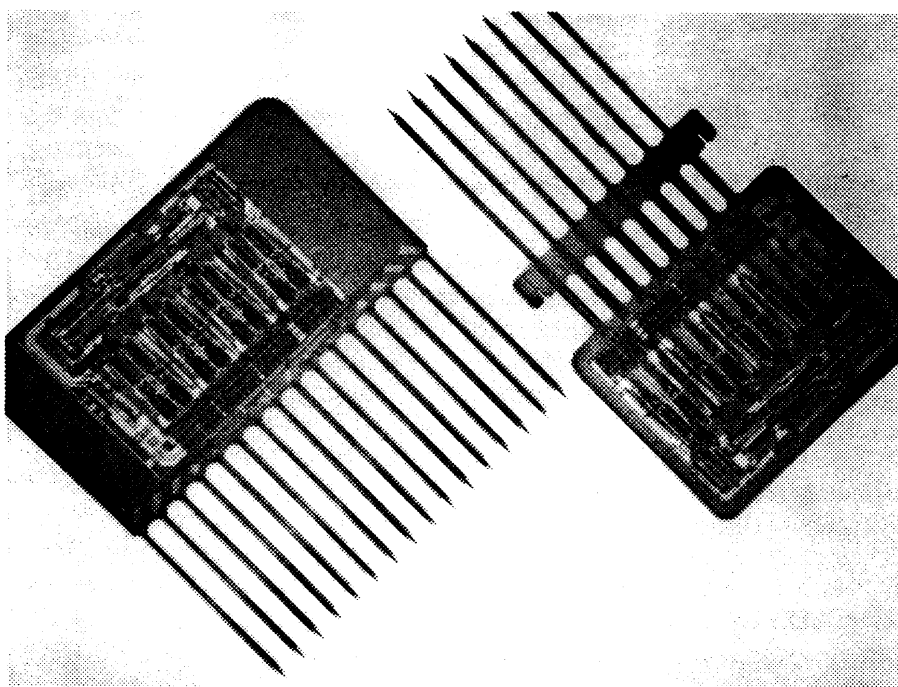


Abb. 3.8: Ein Kamm-Array mit 8×8 und 16×4 Elektroden [KW96]

Ein Beispiel für ein Elektrodenarray, das im Unterschied zu den oben aufgeführten nicht in Nervenzellgewebe eingeführt, sondern auf die planare Nervenzellanordnung der Retina aufgelegt wird, zeigt Trieu ([Tri97], Abb. 3.9). Um sich an die Krümmung der Oberfläche im Augeninnern anpassen zu können, befinden sich die einzelnen Komponenten wie Elektrodenarray, Ansteuer Elektronik und externe Anschlüsse auf einzelnen Siliziumsubstraten von 0,8 bis 1,5 mm Kantenlänge, die über flexible, leitungstragende Siliziummembranen miteinander verbunden sind. Abb. 3.10 zeigt eine der $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ großen planaren Titanitrid-Elektrodenflächen.

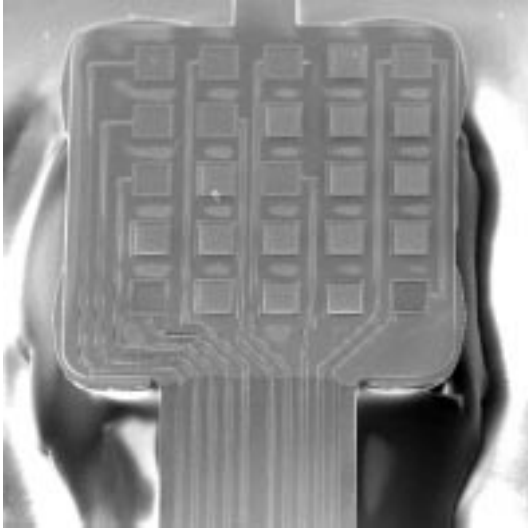


Abb. 3.9: REM-Aufnahme des 5×5 -
Elektrodenarrays von [Tri97]

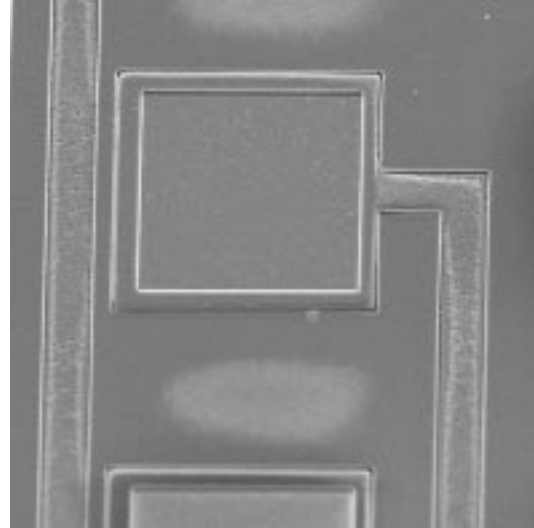


Abb. 3.10: Eine $100 \times 100 \mu\text{m}^2$
TiN-Elektrode [Tri97])

Die aufgeführten Elektrodenarrays erlauben aufgrund ihrer planaren Geometrie die Verwendung von Prozessen der lithographischen Mikrostrukturtechnik und somit die Integration von elektronischen Schaltungen. Mit integrierter Elektronik ist die Ansteuerung von Stimulationselektroden, die Aufnahme von Nervenpotentialen an Ableitelektroden oder eine analoge und digitale Signalverarbeitung *on-chip* möglich.

3.2.4 Dreidimensionale Elektrodenarrays

Dreidimensionale Elektrodenanordnungen finden Verwendung, wenn flächige Anordnungen, wie in der Retina, oder räumliche Anordnungen von Nerven(zellen), wie z. B. im Cortex, zu kontaktieren sind.

So besitzen beispielsweise dreidimensionale Elektroden(arrays) bei der Stimulation von Nervenzellen der Netzhaut dadurch Vorteile, daß sie geringfügig in die Netzhaut eindringen können. Der Einfluß der elektrisch nichtleitenden Membrana limitans interna, die sich zwischen einem auf der Netzhaut aufliegenden Implantat und der zu reizenden obersten Ganglienzellschicht befindet, kann so vermindert werden (s. dazu Kap. 6.1). Der zur Stimulation notwendige Strom ist dadurch geringer, wodurch die pro Elektrode benötigte Betriebsenergie ebenfalls verringert wird.

Die Stimulation des Cortex mit einem Mikroelektrodenarray ist wünschenswert, weil bei defekter Reizfortleitung von sensorischen Zellen, wie z. B. den Nervenzellen der Netzhaut oder des Innenohres, aufgrund einer Schädigung des Seh- bzw. Hörnervens, kein Implantat am Ort der Sinneszellen eingesetzt werden kann. Statt dessen muß die Stimulation jenseits der defekten Reizfortleitung ansetzen, im äußersten Fall am Ort der Reizverarbeitung – dem Gehirn. So existieren Ansätze, visuelle Sinneseindrücke durch Stimulation des

visuellen Cortex auszulösen, bzw. bei Gehörlosen mit defektem Hörnerv eine Stimulation am Cochlear nukleus zu erzielen. Zur Auslösung sinnvoller Sinneseindrücke erscheint es notwendig, auch tiefer liegende Nerven stimulieren zu können. Dazu geeignete Elektroden müssen ein sehr hohes Aspektverhältnis besitzen, um bei der Verbringung der Elektroden in den Cortex eine Gewebeschädigung durch eine Druckbelastung zu vermeiden.

Von Campbell² *et al.* ([C⁺91]) wird eine dreidimensionale Elektrodenstruktur beschrieben, die Elektroden mit einem hohen Aspektverhältnis besitzt. In einem kombinierten Säge- und Ätzprozeß entsteht aus einem Siliziumsubstrat von 4,2 mm × 4,2 mm Grundfläche ein 10×10 Elektrodenarray mit Elektroden von 1,5 mm Höhe bei einem Grunddurchmesser von 90 nm, die einzeln elektrisch leitfähig und gegeneinander über pn-Sperrschichten isoliert sind (Abb. 3.11).

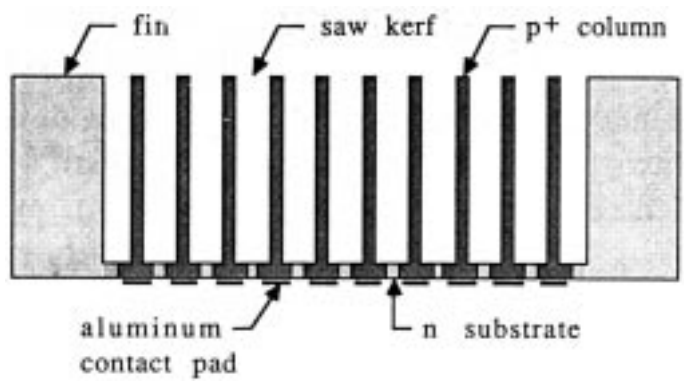


Abb. 3.11: Schnittskizze zum Aufbau der Nadelelektroden (aus [C⁺91])

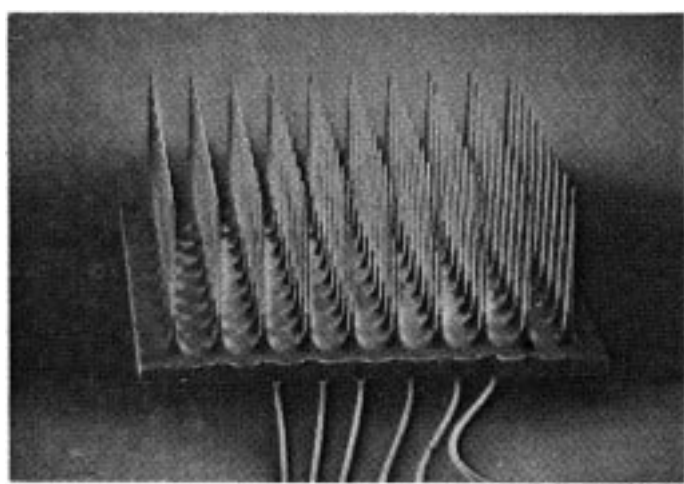


Abb. 3.12: Das fertigprozessierte Nadelelektrodenarray

Abb. 3.12 zeigt das fertig prozessierte Array. Die Elektrodenspitzen wurden durch einen aufeinanderfolgenden Gold- und Platin-Sputterprozeß beschichtet. Durch eine Maskierung mit einer dünnen Metallfolie, durch die die Spitzen gestossen wurden, bleiben die Elektrodenschäfte unbeschichtet. Nach Entfernung der Folie und der Befestigung von isolierten

²Cortex-Implantat-Gruppe um R. Normann, Univ. Salt Lake City, Utah

Golddrähten auf der Elektrodenrückseite wird das Array beidseitig mit Polyimid isoliert. Dabei werden die Elektroden auf der Vorderseite vom Polyimid umflossen, um die Spitzen unbedeckt zu halten.

Die Erzeugung großer Elektrodenhöhen mittels Sägen des Siliziumsubstrats läßt allerdings keine Integration von elektronischen Schaltungen zu, da hierzu für die notwendigen lithographischen Prozesse ein planares Substrat benötigt wird. Daher muß eine Ansteuerschaltung auf einem separaten Substrat plziert werden. Jede Elektrode ist über eine eigene Zuleitung daran anzukoppeln. Mit großer werdenden Elektrodenzahlen, die für die Auslösung eines differenzierten Sinneseindruck zu erwarten sind, wächst somit der Verdrahtungsaufwand linear und erschwert die Aufbau- und Verbindungstechnik.

Eine Lösung für das Problem der Integration von Ansteuerelektronik zeigen Hoogerwerf und Wise [HW91]. In einem planaren Fertigungsprozeß werden zunächst nadelartige Elektroden gefertigt, die eine Verbindung zu einer benachbart plzierten Ansteuerelektronik besitzen. Anschliessend werden mehrere dieser planaren Arrays parallel auf einer Trägerstruktur mechanisch befestigt und elektrisch miteinander verbunden (Abbn. 3.13, 3.14).

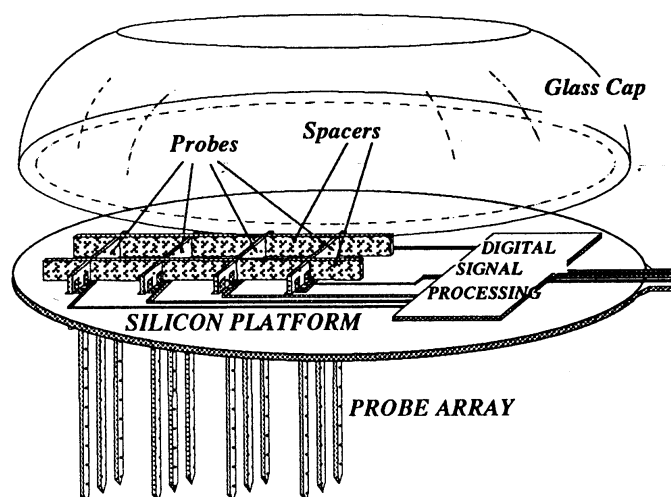


Abb. 3.13: Skizze des Elektrodenarrayaufbaus (aus [HW91])

Durch die integrierte Ansteuerelektronik benötigt das fertig aufgebaute Array nur noch wenige Zuleitungen für die Betriebsenergieversorgung und die Signalzu- und abführung. Nachteilig für eine Herstellung in größerer Anzahl ist die aufwendige Aufbau- und Verbindungstechnik.

Einen anderen Weg beschreiben Rutten *et al.* [R⁺95]. Das passive Elektrodenarray wird auf ein Substrat gebondet, auf dem zuvor mit konventionellen Mitteln die Ansteuerschaltung gefertigt wurde (Abb. 3.15). In einer dem Verfahren von Campbell *et al.* (s. o.) ähnlichen Weise werden Nadeln in einer Matrixanordnung in Silizium durch Sägen und Ätzen gefertigt. Durch eine geeignete Sägeprozedur können allerdings verschieden hohe Elektroden erzeugt werden. Nach einer stromlosen Nickelabscheidung auf die Oberfläche werden aufgeschwemmte Glaspartikel aufgeschmolzen und nach einer ganzflächigen Siliziumnitridabscheidung das Siliziumsubstrat bis zum Elektrodenansatz weggeätzt. Anschließend wird das überflüssige Nickel an der Elektrodenbasis entfernt, so daß die Elektroden elektrisch

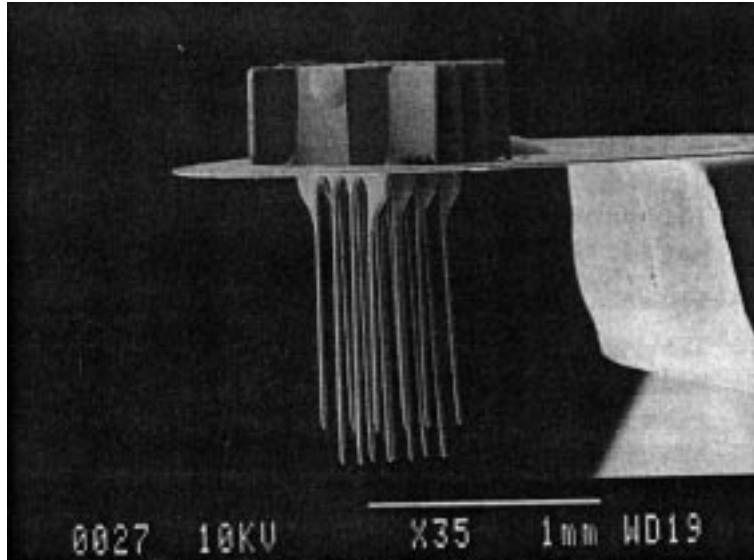


Abb. 3.14: Die Abmessungen des Arrays (REM-Aufnahme aus [HW91])

voneinander isoliert sind. Nach dem Entfernen des Siliziumnitrids von der Elektrodenspitze in einem RIE-Prozeß wird auf die freiliegende Elektrodenspitze in einem galvanischen Verfahren eine Iridiumoxidschicht aufgebracht (Abb. 3.16).

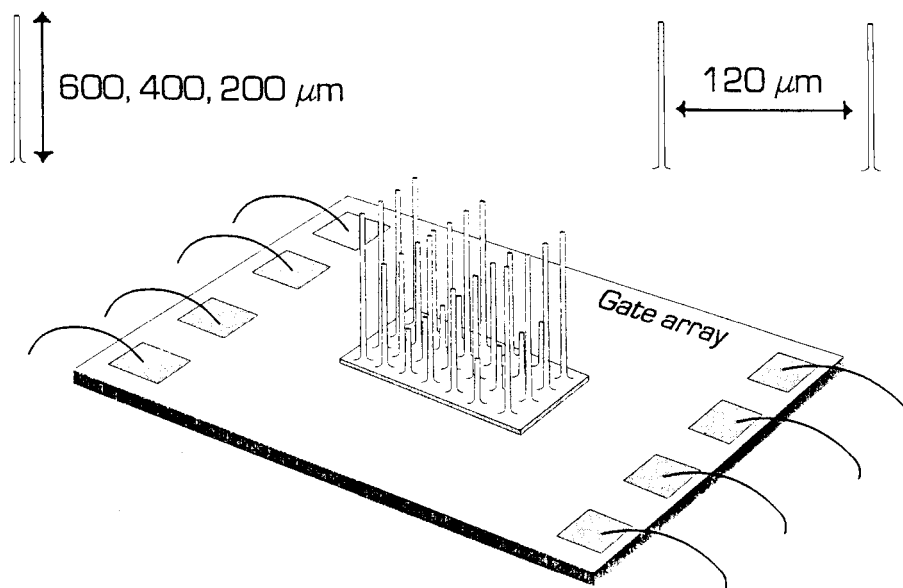


Abb. 3.15: Die Anbindung des Arrays an die Ansteuerschaltung (aus [R⁺95])

Ebenso wie auch mit den bereits beschriebenen Fertigungsverfahren lassen sich über Säge- und Ätzprozesse große Elektrodenhöhen erreichen (Abb. 3.17). Aber auch hier ist eine Ansteuerelektronik über eine geeignete Aufbau- und Verbindungstechnik anzukoppeln. Kann die Fertigung der Elektroden in den Herstellungsprozeß der Ansteuerelektronik integriert werden, ist ein kompakterer Aufbau aktiver Elektrodenarrays möglich. Der Wegfall einer aufwendigen Aufbau- und Verbindungstechnik bietet darüber hinaus den Vorteil, mögliche Quellen für einen Funktionsausfall des Implantats auszuschliessen.

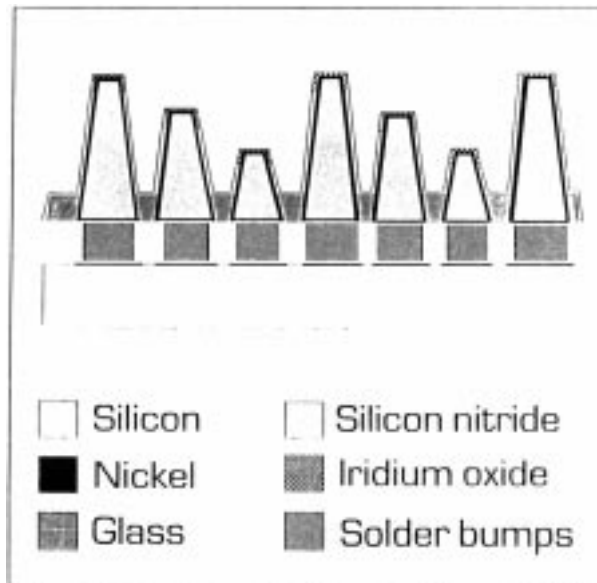


Abb. 3.16: Schnittskizze der Arrayaufbaus (aus [R⁺95])

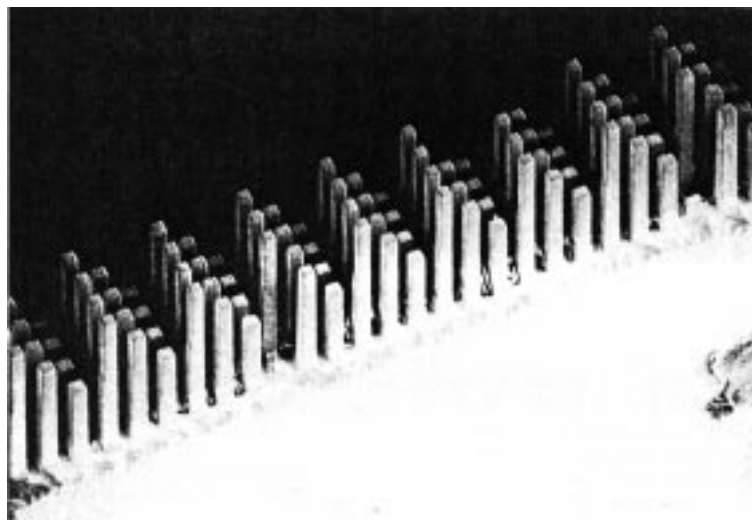


Abb. 3.17: Das Array nach dem Sägen und Ätzen(REM-Aufnahme aus [R⁺95])

Zusammenfassend läßt sich sagen, daß die Entwicklung von Prozessen zur Fertigung von dreidimensionalen Elektrodenarrays mit einer integrierten Ansteuerelektronik wünschenswert erscheint. Das erfordert einen Herstellungsprozeß, der kompatibel zu den etablierten Herstellungsverfahren der Mikroelektronik ist. Gelingt die Fertigung von dreidimensionalen Elektroden mit den Mitteln der Oberflächenmikromechanik (z. B. einer Mikrogalvanik) als Folgeprozeß der Schaltungsfertigung, ist ein solches, aktives Elektrodenarray zu realisieren.