

Aus der Neurochirurgischen Universitätsklinik Freiburg i. Br.
(Direktor: Prof. Dr. T. RIECHERT)

Ein kombinierter Zielbügel mit Bohraggregat zur Vereinfachung stereotaktischer Hirnoperationen *

Von
T. RIECHERT und F. MUNDINGER

Mit 4 Textabbildungen

(Eingegangen am 16. Juni 1959)

Mit dem zweiten Modell unseres Zielgerätes (RIECHERT-MUNDINGER), das wir in dieser Zeitschrift näher beschrieben haben, führten wir inzwischen über 700 stereotaktische Hirnoperationen aus. Die Indikationen waren hauptsächlich unwillkürliche Bewegungsstörungen (Parkinson-Syndrom, Torsionsdystonie usw.), interstitielle Bestrahlungen von Hypophysenadenomen, Hypophysektomien mit überwiegend betastrahlenden Radio-Isotopen (Au^{198} -Graphit), unbeeinflussbare Schmerzzustände, Psychosen, Temporallappenepilepsien (RIECHERT, HASSLER, MUNDINGER 1952—1959).

Für das Einführen der Zielnadel wurde die notwendige Trepanationslücke von etwa 2×3 cm Durchmesser bisher unmittelbar vor dem eigentlichen stereotaktischen Eingriff angelegt und die Wunde wieder verschlossen. Es erfolgte dann die Fixation des Grundringes mittels 6 scharfer Reiter in irgendeiner Horizontalebene am Kopfe des Patienten und anschließend die Berechnung des Zielpunktes auf Grund der Referenzmaße des Encephalogrammes und die röntgenologische Bestimmung der 3 Koordinaten des Raumes in Bezug auf den Grundring. Letztere wurden nach Korrektur der Röntgenverzeichnung am Koordinatensystem des Phantomringes, der völlig dem Grundring gleicht, eingestellt. Dann wurde die Zielnadel (Elektrode), die durch die Nadelhalterung des Zielbügels gehalten wird, durch die am Phantomring markierte Knochenlücke mit dem aus den 3 Koordinaten des Raumes gebildeten „Phantomzielpunkt“ durch mechanische Winkelverschiebung in Berührung gebracht. Schließlich übertrugen wir den gesamten Zielbügel ohne Veränderung der erhaltenen Winkelpositionen auf den Grundring des Patienten und führten die Zielnadel bis zur vorgesehenen Tiefe ins Gehirn ein.

Es erschien uns nun wünschenswert, das Anlegen der Trepanationslücke in den eigentlichen stereotaktischen Eingriff mit hineinzunehmen.

* Mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft Bad Godesberg.

Dazu war unumgänglich, einzelne Teile des Zielgerät-Standardmodells zu ändern und zusätzlich ein Bohrregulat in unmittelbarem Zusammenhang mit dem Zielbügel neu zu konstruieren. Maßgeblich für diese zusätzliche Neukonstruktion waren folgende Überlegungen, die sich aus der Operationserfahrung heraus ergeben haben:

1. Bei einzelnen Indikationen, z. B. der *Pallidotomie*, sollte der Einfallswinkel der Elektrode am Kopfe so eingestellt sein, daß die Elektrode nicht tangential oder vertikal, sondern möglichst axial im Pallidum liegt. Bei der *Hypophysenpunktion* ist es wichtig, beim Vorwärtsschieben der Zielnadel oder Kanüle auch den hinteren Sella-Anteil zu erreichen. Dies aber bedingt, daß die Trepanlücke in den Bereich der Stirne und sichtbar außerhalb der Haargrenze zu liegen kommt. Kosmetisch ungünstig ist dies besonders dann, wenn die Hautnarbe in die Knochenlücke hineingezogen wird oder durch cerebrale Druckschwankungen die Kopfschwarte im Bereich der Knochenlücke einfällt. Gerade bei Frauen haben wir uns deshalb bei den oben erwähnten Indikationen vielfach gescheut, das Bohrloch an der an sich günstigsten Stelle anzulegen, sondern setzten es hinter die Haargrenze.

2. Für jeden unserer Zielpunkte, gleichgültig, ob es sich um den oralen Ventral-kern, den kleinzelligen ventralen Caudalkern des Thalamus (Nomenklatur nach HASSLER) oder das Pallidum internum oder den Fornix handelt, um einige Zielpunkte zu nennen, ist für einen guten klinischen Effekt entscheidend, daß der Kern von der Elektrode in einer bestimmten Richtung durchdrungen wird. Wir können dann nämlich die physiologische Kontrolle isoliert auf den Kern beschränken und auch vollständig das Substrat durch Elektrokoagulation oder Radio-Nekrose ausschalten. Es gibt also für jeden Kern einen *optimalen Einfallswinkel* der Elektrode. Dieser Winkel kann aber erst während des Eingriffes nach der Berechnung des Zielpunktes bestimmt werden, da er von der Konfiguration des Schädels und den cerebralen Gegebenheiten, nicht zuletzt auch von der Lage des Kopfes zum Grundring abhängig ist und sich von Patient zu Patient ändert. Er sollte daher während der Operation individuell bestimmbar sein. Dementsprechend sollte die Trepanlücke angelegt werden können.

3. Wird mit dem Zielvorgang das Anlegen einer kleinen Trepanationslücke gekoppelt, so bringt dies eine für den Patienten vorteilhafte Verkürzung der Operationszeit mit sich.

Die Neuentwicklung des kombinierten Ziel- und Bohrbügels mit Bohrregulat hatte also prinzipiell zum Ziel,

a) eine entscheidende Verkleinerung des Trepanationsloches, um ein kosmetisch störendes Einsinken der Kopfschwarte und Sichtbarwerden des Knochendefektes zu vermeiden,

b) eine wahlweise und individuelle Bestimmbarkeit des Ortes, an dem das kleine Trepanloch während des stereotaktischen Eingriffes angelegt werden soll,

c) eine zeitliche Verkürzung des Operationsverfahrens.

Apparativ-technisch sind wir folgendermaßen vorgegangen:

1. Die Führungsschiene der Nadelhalterung des Zielbügels ist wahlweise gegen ein Bohrregulat austauschbar. Somit kann an der Stelle, wo die Elektrode auf den Knochen auftritt, und in der Elektrodenrichtung eine kleine Trepanationslücke gebohrt werden.

2. Durch die Verwendung eines geeigneten Motors mit entsprechender Kraftübertragung ist ein weitgehend erschütterungsfreies Bohren erreicht worden.

Allerdings machten der Gewichtszuwachs durch das Bohraggregat und die beim Bohren am gesamten Gerät ansetzenden Kräfte es notwendig, den Zielbügel und die Nadelhalterung samt den Befestigungen zu verstärken bzw. abzuändern, da die Winkeleinstellung, die Zielbügelposition und die Grundringlage auch nicht um einen Zehntelmillimeter verschoben werden darf. Das Mehrgewicht wird dabei von der Grundringstütze, in der der Grundring gelagert ist, aufgefangen, und nicht vom Kopf des Patienten.

3. Durch eine satte Führung des Bohrers in einer eigenen Bohrerführung, die bis an den Knochen heranreicht, wird ein Abgleiten des Bohrers, der oftmals in einem spitzen Winkel auf die Schädeloberfläche (entsprechend der Elektrodenrichtung) ansetzt, verhindert. Die Bohrerführung schützt zusätzlich die Kopfhaut vor Verletzungen durch den Bohrer.

4. Ein manueller Vorschub des Bohrers, der zusätzlich in jeder Lage automatisch durch eine Bremse festgehalten werden kann, gestattet ein sehr rasch zu erlernendes feines „Bohrgefühl“. Auf den Einbau einer sich selbsttätig lösenden Bohrer Verbindung ähnlich dem De-Martell-Prinzip haben wir bewußt verzichtet, da sie unseres Erachtens bei unserer Problemstellung keinen Vorteil bietet und auch nicht zuverlässig vor Dura-Zerreißen schützt.

5. Durch die Verwendung eines Kugeltrepans nämlich werden Dura-Zerreißen weitgehendst ausgeschaltet.

Die konstruktive Abänderung beschränkte sich demnach allein auf den Zielbügel mit der Nadelhalterung und den Befestigungsvorrichtungen desselben, während alle anderen Hauptteile des 2. Modelles, also der Grundring mit Befestigungsreitern und zusätzlichen Hilfsvorrichtungen, der Phantomring mit Koordinatensystem, die Röntgen-Visiereinrichtung und das übrige Zubehör unverändert blieben. Lediglich der Phantomring mußte mit seinen 3 Stützen in einen massiven Gußring (herausnehmbar) gestellt werden, so daß er bei dem Mehrgewicht des Zielbügels nicht umkippen kann. Es kann also der noch näher zu beschreibende Ziel- und Bohrbügel mit dem Bohraggregat ohne weiteres für unser 2. Modell benutzt werden.

Beschreibung*

1. **Zielbügel und Nadelhalterung** (Abb. 1a). Der Zielbügel ist als gravierter Fünfkant-Halbkreisbogen ausgebildet und besteht aus einer speziellen Aluminium-Kupfer-Mangan-Legierung. Der Radius beträgt 17 cm, der Querschnitt des Bügels 15 mm. Er wird einerseits durch verstärkte Gewindestifte an den vorgesehenen Bohrungen in der Achse der Interauricular-Linie des Grund- und Phantomringes befestigt und andererseits durch einen verstärkten graduieren Segmentbogen, der gelenkig am Scheitel des Zielbügels verbunden ist, mit einer ebenfalls verstärkten Segmentführung am Grund- und Phantomring fixiert.

Die Nadelhalterung (Abb. 1b), die auf jedem Winkelgrad des Zielbügels durch eine Andruckschraube unverrückbar gehalten werden kann, ist ebenfalls in allen Dimensionen verstärkt und insbesondere zusätzlich

* Hersteller: Fa. F. L. Fischer, Fabrik für Krankenhausbedarf, Freiburg i. Br.

gegen seitliche und vertikale Verschiebungen noch stärker als bisher abgesichert.

2. Führungsschiene mit Phantom-Elektrode. An der Führungsscheibe der Nadelhalterung wird wie bisher die Führungsschiene (Abb. 1c), die zur Aufnahme der Zielnadel dient, eingesetzt. Diese Führungsschiene ist zum Ausgleich des stärker aufragenden Bohraggregates in der Höhe vergrößert worden. Sie trägt zusätzlich zwei seitliche Streben, die an den

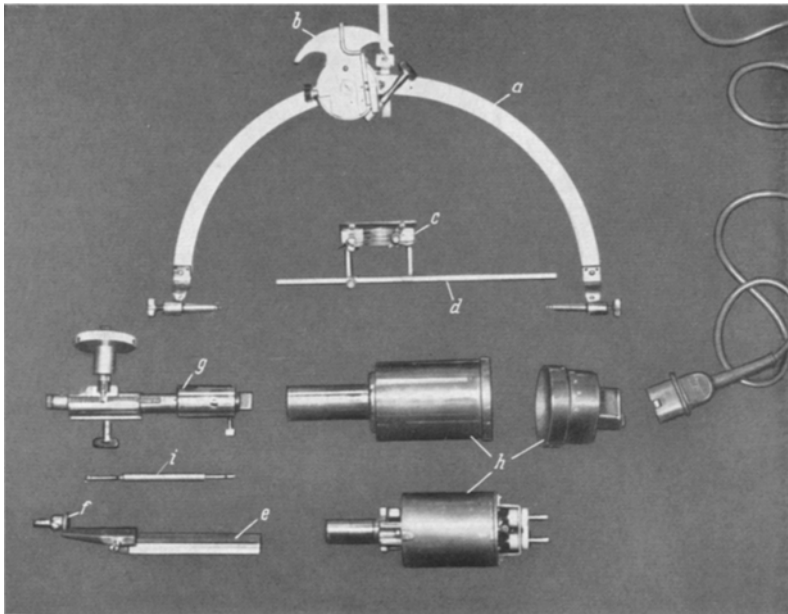


Abb. 1. Übersicht über den Ziel- und Bohrbügel mit Bohraggregat. *a* Bohr- und Zielbügel; *b* Nadelhalterung mit Führungsscheibe; *c* Führungsschiene; *d* Abnehmbarer Phantom-Elektrodenstab; *e* Doppelschwalbenschwanzschiene; *f* Bohrerführung; *g* Bohrspinoie mit manuellem Handradvorschub; *h* Elektromotor mit Motorgehäuse; *i* Kugeltrepan

Enden, exakt 4 cm von der mittleren Elektrodenführung entfernt, aufgebohrt sind. In ihnen kann, in 2 Dimensionen streng parallel zur Zielnadel, ein Phantomstab (Abb. 1d) eingesetzt und arretiert werden. In den Fällen, wo die Elektrode durch den stark kontrastierenden Zielbügel oder die Nadelhalterung usw. auf der Röntgenkontrollaufnahme im ap. Strahlengang verdeckt ist, kann durch einfache Parallelverschiebung mit Hilfe des Phantomstabes die tatsächliche Elektrodenposition rekonstruiert werden.

3. Bohraggregat. Es ist in folgende Einzelteile zerlegbar:

a) Doppelschwalbenschwanzschiene mit Bohrerführung. Im Austausch gegen die Führungsschiene wird das Bohraggregat mit Hilfe der 13 cm langen Doppelschwalbenschwanzschiene (Abb. 1e) mit der Führungsscheibe

des Nadelhalters verbunden. Die Doppelschwalbenschwanzschiene ist einerseits gegen die Führungsscheibe des Nadelhalters verschieblich und andererseits das Bohraggregat gegen die Doppelschwalbenschwanzschiene. Auf dem unteren Teil dieser Schiene läuft die Bohrerführung (Abb. 1f); sie ist in jeder Höhe durch eine Flügelschraube arretierbar. Das Ende der Bohrerführung ist zylinderförmig ausgebildet und 8 mm exakt in der Bohrerachse aufgebohrt. Die Bohrerführung wird beim Bohren bis zum Knochen vorgeführt.

b) *Die in der Höhe verschiebbliche Bohrpino*le (Abb. 1g) wird mit ruckfreiem Vorschub entlang der Doppelschwalbenschwanzschiene bewegt und durch Drehen eines Handrades, das mit einer automatisch einrückbaren Bremse gekoppelt ist, betätigt. Die Vorschubstrecke des Trepanns kann an einer seitlich an der Bohrpinole angebrachten Millimeterskala noch zusätzlich abgelesen werden.

c) *Elektromotor und Gehäuse*. Die Verbindung der Welle der Bohrpinole zum Elektromotor erfolgt durch einen in Kunststoff gelagerten breiten Zapfen, wodurch ein geräuscharmer Bohrerlauf erreicht wird. Der gesamte hoctourige, erschütterungsarme, kräftige Spezial-Elektromotor ist in einem zylinderförmigen, sterilisierbaren Gehäuse eingeschlossen (Abb. 1h).

d) *Der Bohrer* wird in die Bohrpinole eingesteckt. Er ist als Kugelfräse ausgebildet (Abb. 1i). Diese Fräsenform hat sich uns unter den verschiedensten Bohrerformen am besten bewährt, weil mit ihr Dura-Zerreißen in der Regel vermieden werden. Gewöhnlich verwenden wir eine Kugelfräse mit einem Durchmesser von 7 mm, da wir die Dura jeweils inspizieren wollen. Mit einem Handgriff kann das ganze Bohraggregat in toto von der Führungsscheibe der Nadelhalterung gelöst und zur Sterilisation in die Einzelteile zerlegt werden.

Durchführung der gezielten Hirnoperation

Unser operationstechnisches Vorgehen hat sich durch die Einfügung des Bohraggregates gegenüber früher geändert, weshalb wir den jetzigen *Operationsverlauf* kurz beschreiben wollen.

Die Befestigung des Grundringes, die Röntgentechnik und Berechnung des Zielpunktes sowie die Einstellung der Koordinaten erfolgt unverändert in der früher und eingangs beschriebenen Weise und Reihenfolge. Zusätzlich wird bei der Röntgentechnik ein Plexiglasband mit eingelassenen Bleilamellen, das in der Mittelsagittalen des Kopfes befestigt ist, im seitlichen Strahlengang mitgeröntgt. Die Bleilamellen ermöglichen den günstigsten Einfallswinkel der Elektrode zum anzuzielenden Substrat an der Kopfschwarte zu markieren. Es wird nun, wenn die Koordinaten am Phantomring eingestellt sind, der Knochenlückenmarkierungsring mit seiner kleinen 7 mm-Durchmesser-Kreisplatte an der mit Hilfe der Bleilamelle markierten Stelle der Kopfschwarte angelegt und danach in gleicher Position auf das Phantom übersetzt.

Jetzt wird der Zielbügel am Phantom befestigt, die abgeänderte Führungsschiene in die Nadelhalterung eingesetzt und in der üblichen Weise die Zielnadel durch den Knochenlückenmarkierungsring (entsprechend der vorgesehenen Bohrstelle) mit dem „Phantomzielpunkt“ in Berührung gebracht. Erst nach kräftigem Andrehen aller Flügelschrauben übertragen wir den gesamten Zielbügel mit unveränderter Winkelposition auf den Grundring des Patienten. Der Kopf des Patienten ist in-

zwischen mit einem Lochtuch steril abgedeckt worden. Im Austausch gegen die Führungsschiene wird die Doppelschwalbenschwanzschiene mit aufgesetzter Bohrerführung in die Führungsscheibe der Nadelhalterung eingesetzt und dort arretiert. Die Bohrerführung verschieben wir jetzt entlang der

Doppelschwalbenschwanzschiene nach unten und drücken sie gegen die Kopfschwarte, wodurch eine kreisrunde Druckmarke auf der Kopfhaut die spätere Bohrstelle anzeigt. Es wird dann durch die Mitte dieser Druckmarke auf etwa 3—4 cm Länge die Kopfschwarte einschließlich Periost incidiert, mit dem Raspatorium mobilisiert und mit einem kleinen, speziell abgewinkelten Speculum Kopfschwarte und Periost gespreizt, während gleichzeitig die Bohrerführung bis zum Knochen vorgeschoben wird. Jetzt erst befestigen wir mit Hilfe des Läufers der Bohrpinoles das zusammengesetzte Bohrreggat auf der Doppelschwalbenschwanzschiene (Abb. 2). Nun kann der Bohrer leicht bis zum Knochen vorgeführt und das kleine Trepanloch gebohrt werden. Es empfiehlt sich, einige Tropfen dünnflüssigen sterilen Öles in die Bohrerführung zu geben, wodurch die Reibung vermindert wird. Während des Bohrens läßt sich sowohl gefühls-

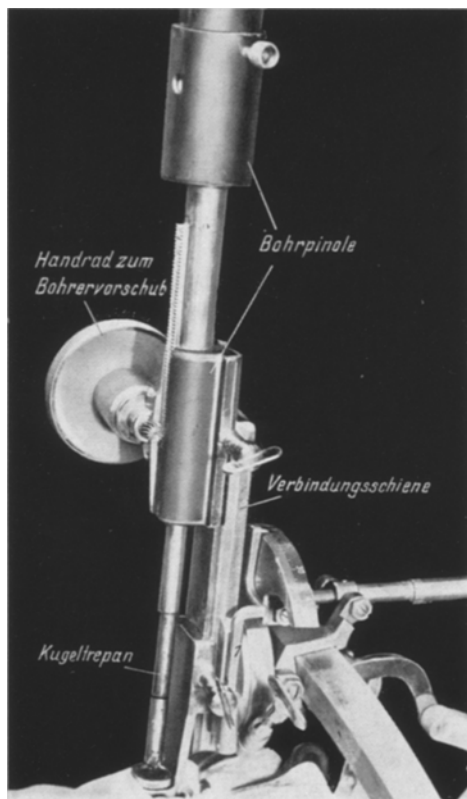


Abb. 2. In der Führungsscheibe der Nadelhalterung (1) ist mit Hilfe der Doppelschwalbenschwanzschiene das Bohrreggat befestigt. Der Bohrvorschub erfolgt durch ein Handrad mit automatischer Feststellbremse

mäßig durch den veränderten Widerstand beim Vorschub als auch akustisch durch das unterschiedlich hohe Bohrgeräusch infolge der wechselnden Tourenzahl des Motors fein unterscheiden, in welcher Knochenschicht man sich gerade befindet (Lamina externa, Spongiosa, Lamina interna). Der nachgebende Widerstand und die plötzlich höhere Tourenzahl des Motors zeigten uns an, daß die Lamina interna durchbohrt ist. Nach dem Anlegen des Bohrloches wird durch Lösen der Andruckflügelschraube das gesamte Bohrreggat mit einem Handgriff von der Führungsscheibe der Nadelhalterung wiedergelöst (Abb. 3). Die Wundränder werden jetzt mit einem stumpfbranchigen Spreizer auseinandergehalten und unter

Sicht des Auges das Knochenmehl aus dem Bohrloch abgesaugt und die Dura koaguliert.

Abschließend setzt man die Führungsschiene wieder in die Führungsscheibe ein, führt die Elektrode bis zur Dura vor und schiebt unter Koagulation derselben die Elektrode durch die Dura hindurch. Eine Blutung aus den Durablättern kann hierdurch vermieden werden. Dann erst wird die Elektrode bzw. Zielnadel bis zur vorgegebenen Tiefe, zum Zielpunkt, vorgeschoben. Um Drucknekrosen der Kopfhaut zu verhindern, werden der Wundspreizer wieder abgenommen, die Dura und die Wundränder mit feuchten Wattetupfern bis zum Ende der Operation abgedeckt.

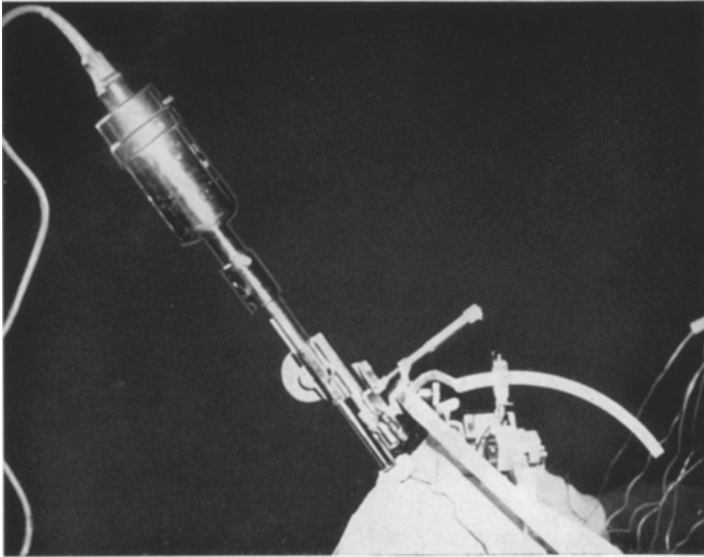


Abb. 3. Operationssituation beim Anlegen der Trepanlücke in der Elektrodenrichtung zum gesuchten intracerebralen Zielpunkt. Der Bohr- und Zielbügel ist am Grundring des Patienten befestigt, das zusammengesetzte Bohraggregat in der Nadelhalterung arretiert

Der Verschuß der Kopfschwarte erfolgt erst am Ende des Eingriffes. Es kann dadurch nochmals eine Kontrolle der Punktionsstelle nach dem Herausnehmen der Elektrode vorgenommen und eventuell eine Blutung (z. B. subdurales Hämatom) rechtzeitig entdeckt werden.

Wir haben mit dem oben beschriebenen neu entwickelten Ziel- und Bohrbügel und dem Bohraggregat die letzten 160 stereotaktischen Hirnoperationen durchgeführt. Komplikationen sind hierbei nie aufgetreten. Verzögerte Wundheilungen, die wir bei den ersten Fällen sahen, waren durch eine zu kleine Schnittführung und durch Druckschädigung der Kopfschwarte infolge des Wundspreizers, den wir für die Zeit der Operationsdauer beließen, hervorgerufen worden. Sie lassen sich vermeiden, wenn die Incision der Kopfschwarte groß genug angelegt (3—4 cm) und die Kopfschwarte durch den Spreizer nicht dauernd unter Druck gehalten wird. Lediglich bei einer unserer ersten Bohrungen

erhielten wir bei einer Patientin eine ernstere Komplikation in Form eines mäßigen subduralen Hämatoms. Wir verwendeten seinerzeit einen scharfkantigen 3 mm-Spiralbohrer (keine Kugelfräse), weshalb wir keine genügende Übersicht über die Dura hatten, auch hielten wir die Kopfschwartenwunde während des Eingriffes nicht offen. Hinzu kam,

Hautschnitt

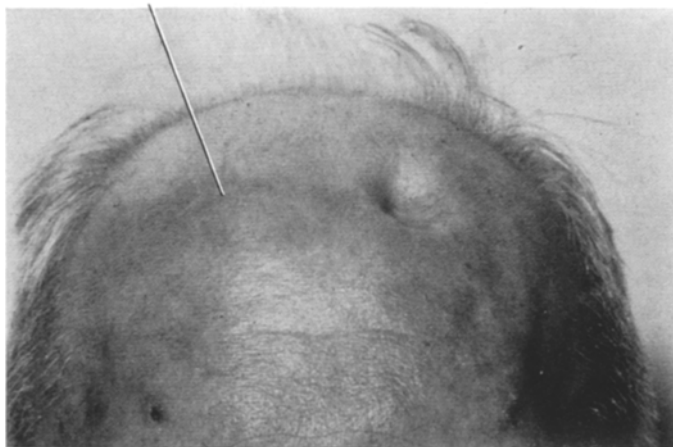


Abb. 4. Narben nach doppelseitiger Koagulation im Pallidum (rechts) und oralen Ventrikel (links). Rechts wurde das Bohrloch osteoklastisch für die Punktion angelegt, links mit dem beschriebenen Bohraggregat. Es ist nur die feine Narbe des Hautschnitts zu sehen

daß die Patientin gestörte Gerinnungsverhältnisse hatte. Seit der Verwendung der Kugelfräse war weder eine Dura-Zerreißen noch eine anderweitige Komplikation aufgetreten.

Die Verbesserung unserer stereotaktischen Operationstechnik durch die Konstruktion des kombinierten Ziel- und Bohrbügels mit Bohraggregat liegt nach unserer bisherigen Erfahrung im folgenden:

1. Kleines Bohrloch ohne kosmetisch störenden Knochendefekt, da die Kopfschwarte über dem kleinen Trepanationsloch nicht mehr einsinken kann (Abb. 4).
2. Individuelle Bestimmung des optimalen Einfallswinkels der Zielelektrode in Beziehung zur anzuzielenden Struktur.
3. Verkürzung der Operationsdauer.

Zusammenfassung

Zur Vereinfachung stereotaktischer Hirnoperationen haben wir zu dem II. Modell unseres Zielgerätes einen kombinierten Zielbügel mit Bohraggregat entwickelt. Mit ihm kann in der Richtung der Zielnadel zum gesuchten intracerebralen Punkt eine kleine Trepanlücke (5 bis 8 mm Durchmesser) angelegt werden. Dadurch wird ermöglicht:

1. Während des Eingriffes wahlweise und individuell den Ort zu bestimmen, an dem das Trepanloch günstigerweise angelegt werden sollte, damit die Elektrode in einem optimalen Einfallswinkel das anzuzielende Kerngebiet erreicht,
2. daß ein kosmetisch störender Knochendefekt vermieden,
3. eine Verkürzung der Operationsdauer erreicht wird.

Bei den letzten 160 Patienten haben wir ausschließlich die stereotaktischen Hirnoperationen in Kombination mit dem hier näher beschriebenen Bohraggregat ausgeführt.

Literatur

HASSLER, R., u. T. RIECHERT: Indikationen und Lokalisationsmethode der gezielten Hirnoperationen. *Nervenarzt* **25**, 441—447 (1954). — Über einen Fall von doppelseitiger Fornicotomie bei sogenannter temporaler Epilepsie. *Act. neurochir.* (Wien) **5**, 330—340 (1957). — Über die Symptomatik und operative Behandlung der extrapyramidalen Bewegungsstörungen. *Med. Klin.* **53**, 817—827 (1958). — HASSLER, R., T. RIECHERT, F. MUNDINGER, W. UMBACH u. J. GANGLBERGER: Physiological observations in stereotaxic operations for extrapyramidal motor disturbances. *Brain* (im Druck). — HENSCHEN, C., J. KLINGLER u. T. RIECHERT: Kraniocerebrale Korrelationstopographie thalamofrontaler Bahnen und gezielte Hirnoperationen. *Langenbecks Arch. klin. Chir.* **273**, 548—565 (1953). — MUNDINGER, F.: Contributo alle indicazioni, alle dosimetria ed alla tecnica di applicazione di radioisotopi per l'irradiazione interstiziale dei tumori cerebrali. *Anat. e Chir.* **3**, 21—38 (1958). — Beitrag zur Dosimetrie und Applikation von Radio-Tantal (Ta^{182}) zur Langzeitbestrahlung von Hirngeschwülsten. *Fortschr. Röntgenstr.* **89**, 86—91 (1958). — RIECHERT, T.: Die psychochirurgischen Eingriffe mit Berücksichtigung der gezielten Hirnoperationen. *Langenbecks Arch. klin. Chir.* **270**, 101—108 (1953). — Die Entfernung von tiefsitzenden Hirnstecksplittern mit Hilfe des stereotaktischen Operationsverfahrens. *Z. Neurochirurg.* **15**, 159—164 (1955). — Die stereotaktische Hypophysenoperation. *Acta neurochir.* (Wien) **3**, 90—97 (1956). — Die stereotaktischen Hirnoperationen in ihrer Anwendung bei den Hyperkinesen (mit Ausnahme des Parkinsonismus), bei Schmerzzuständen und einigen weiteren Indikationen (Einführen von radioaktiven Isotopen usw.). I. Congrès International de Neurochirurgie. *Acta med. belg.* **1957**, 121—160. — Die chirurgische Behandlung des Parkinsonismus. *Langenbecks Arch. klin. Chir.* **287**, 60—66 (1957). — Stereotaktische Operationen bei Bewegungsstörungen. *Z. Nervenheilk.* **175**, 511—519 (1957) — RIECHERT, T., u. F. MUNDINGER: Beschreibung und Anwendung eines Zielgerätes für stereotaktische Hirnoperationen (II. Modell). *Acta neurochir.* (Wien) **3**, 308—337 (1956). — Die Technik der lokalisierten Bestrahlung von Hirngeschwülsten mit radioaktiven Isotopen. *Sb. Strahlentherapie* **36**, 221—229 (1956). — Erfahrungen der stereotaktischen Hypophysenoperation mit Radio-Isotopen. *Chirurg* **28**, 145—151 (1957). — Stereotaktische Geräte. Aus „Einführung in die stereotaktischen Operationen mit einem Atlas des menschlichen Gehirns“ von Bailey-Schaltenbrand. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 1959. — UMBACH, W., u. F. MUNDINGER: Spätkomplikationen nach stereotaktischen Eingriffen bei älteren Patienten. *Nervenarzt* **30**, 134—135 (1959).

Prof. Dr. T. RIECHERT, Priv.-Dozent Dr. F. MUNDINGER, Freiburg i. Br.,
Neurochirurgische Universitätsklinik, Hugstetter Str. 55