

**Verbesserung der Beweglichkeit von Kunstaugen bei der Behandlung
des Postenukulationssyndroms durch eine bewegliche Hydroxylapatit-
Silikonprothese**

**Korrelation zwischen der Prothesenmotilität und der
gebildeten Bindehaut/Tenon-Gewebedicke mit Verkürzung
des Fornix**

Inauguraldissertation zur Erlangung
des akademischen Grades
Doktor der Medizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

Vorgelegt von
Artur Klett
aus Tallinn

Tallinn-Rostock 2006

urn:nbn:de:gbv:28-diss2009-0072-6

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1 Einleitung.....	3
1.1 Das Eukleationstrauma - Seine physischen und psychischen Auswirkungen auf den Patienten.....	3
1.2 Geschichte und Techniken der Eukleation.....	4
1.3 Das Postenukleationssyndrom.....	6
1.4 Chirurgische Anatomie der Orbita unter besonderer Berücksichtigung von Eukleationstechniken.....	6
1.5 Zur Geschichte des Bulbusersatzes.....	8
1.6 Gegenwärtiger Stand der Eukleationschirurgie unter besonderer Berücksichtigung von Orbitaimplantaten.....	11
2 Fragestellung.....	17
3 Material und Methoden.....	18
3.1 Die Modifikation der "klassischen Operationstechnik" und die Begründung dieser Modifikation.....	18
3.2 Patienten.....	20
3.3 Methodenentwicklung.....	22
3.3.1. Die Erfassung der Bulbus-, Implantat- und Kunstaugenbeweglichkeit auf der Grundlage der Digitalphotographie.....	22
3.3.2. Entwicklung von Messtechniken zur Erfassung der Schichtdicke des das Implantat bedeckenden Bindegewebes.....	23
3.3.3. Messmethoden zur Erfassung der Fornixtiefe der oberen und unteren Umschlagsfalte.....	24
4 Ergebnisse.....	26
4.1 Die Bewegungsstrecken.....	26
4.2 Die das Implantat bedeckende Gewebeschicht.....	26
4.3 Die Fornixtiefe.....	29
5 Diskussion.....	30
5.1 Kurze Zusammenfassung der Fragestellung.....	30
5.2 Der Einfluss der implantatbedeckenden Gewebeschicht und der Fornixtiefe auf die Motilität.....	30
5.3 Analyse und Vergleich der Komplikations-Rate in allen Gruppen.....	34
5.4 Zusammenschau der Analysen und Entwicklung einer Theorie zur Erklärung der Zusammenhänge.....	35
6 Schlussfolgerungen und Hinweise auf weitere Verbesserungsmöglichkeiten (Skleralappentechnik etc.).....	36
7 Zusammenfassung.....	37
8 Literaturverzeichnis.....	38
9 Anhang.....	44

1 Einleitung

1.1 Das Enukleationstrauma - Seine physischen und psychischen Auswirkungen auf den Patienten

Die Entfernung des Augapfels bedeutet für den Patienten den Endpunkt eines langen Leidensweges, vor dem ihn sein Augenarzt letztlich nicht bewahren konnte.

Nach der Enukleation verliert der Mensch nicht nur ein Organ mit sehr wichtiger sensorischer Funktion, sondern steht vor einer ästhetischen oder kosmetischen Problematik, die durch eine Deformation der behandelten Orbita oder Asymmetrie des Gesichts entsteht.

Kann das Auge nicht mehr erhalten werden, sind wir verpflichtet, unsere Patienten so zu behandeln, dass der Organverlust für sie und ihre Umgebung möglichst wenig offenbar wird.

Auch wenn die Enukleation in den meisten Augenkliniken von jungen Ophthalmologen immer noch durchgeführt wird, hat sich die Meinung, sie sei eine sehr einfache Prozedur, in den letzten Jahren wesentlich verändert. Die Rekonstruktion mit Hilfe der Orbita-Implantate der enukleierten Orbita braucht heute speziell ausgebildete Augenchirurgen. Erst dann kann man über effektive und akzeptable Ergebnisse mit minimalen Komplikationsrisiken reden.

Ein Orbitaimplantat nach Enukleation kompensiert das Volumendefizit in der Orbita und verbessert die Motilität von Kunstaugen.

Durch ein Orbitaimplantat wird versucht, die äußere Erscheinung der prothetisch versorgten Seite dem verbliebenen Auge auch hinsichtlich seiner Beweglichkeit anzugleichen.

Mit der Einführung von Implantaten aus Hydroxylapatit war ein zufriedenstellender orbitaler Volumenersatz gefunden, der sich durch seine hervorragende Biokompatibilität auszeichnete.

Bei gutem Volumenersatz sind bis heute Patienten, Augenchirurgen und Okularisten mit Prothesen-Beweglichkeit meistens nicht ganz zufrieden [40],[41].

1.2 Geschichte und Techniken der Eukleation.

Im Altertum und im Mittelalter war der Augapfelverlust in der Regel im Zusammenhang mit Verletzungen oder als Strafmaßnahme bekannt. Die Eukleation als medizinischer Eingriff wurde zum ersten Mal von Johannes Lang 1555 erwähnt. Die erste detaillierte Beschreibung der Operationstechnik geht auf Georg Bartisch (1583) zurück, der jedoch ohne Kenntnis der funktionellen Anatomie des Tenon'schen Raumes den Bulbus einschließlich der Bindehaut und der distalen äußeren Augenmuskeln mit einer Dissektion entfernte [60].

In der Zeit vor den Möglichkeiten der Anästhesie war es notwendig, Eingriffe möglichst schnell durchzuführen, so dass oft Präparationen zugunsten von einfach und zum Teil mit grober Kraft durchzuführenden Techniken verzichtet werden musste. Es ist davon auszugehen, dass weite Teile der okulären Adnexe bei der von Bartisch beschriebenen Technik ebenfalls entfernt wurden und in Verbindung mit der folgenden sekundären Wundheilung eine tief eingezogene Höhle ohne funktionsfähige Lidstruktur verblieb. Der Volumendefekt wurde in der Regel mit einer Augenklappe, gelegentlich mit besonders konstruierten Hut- oder Helmanteilen verdeckt.

Nach der Erkenntnis von Tenon (1806) [63] entwickelten sich die heute üblichen Eukleationstechniken mit Präparation des nach ihm benannten Raums bereits im 19. Jahrhundert und wurden zum ersten Mal 1841 von Bonnet [7] in Paris und von Ferral [17] in Dublin unabhängig voneinander beschrieben. Während der letzten hundert Jahre hat die Eukleationstechnik sich ständig verändert und verbessert. Trotzdem steht die Suche nach der idealen Lösung zum Erreichen des besten ästhetischen Ergebnisses mit minimalen Komplikationen und minimalem Risiko noch immer in Frage.

Der Eingriff wird typischer Weise in Vollnarkose durchgeführt. Alternativ kann eine Infiltration der Lider und die Gabe von zirka 5 ml Lokalanästhetikum in den retrobulbären Raum genutzt werden.

Nach Einlegen des Lidsperrers führt die Injektion von zirka 2 ml Flüssigkeit (wahlweise Ringerlösung oder Lokalanästhetikum) in den subkonjunktivalen Raum zu einer Trennung von Bindehaut und Episklera. Diese Maßnahme erleichtert ein gezieltes Eröffnen des Tenon'schen Raumes am Limbus corneae in der gesamten Zirkumferenz. Mit stumpfen Wundhaken werden die Ansätze

der geraden Augenmuskeln aufgesucht und die Muskeln selbst mit einem kräftigen Nahtmaterial stumpf angeschlungen. Der Autor bevorzugt 4.0 geflochtene Seide. Die vier Fäden erlauben eine passive Bewegung des Bulbus' und erleichtern die stumpfe Darstellung des Tenon'schen Raumes durch Spreizen des Gewebes in den vier schrägen Quadranten mit einer stumpfen Präparierschere. Als nächstes werden alle geraden Augenmuskeln einzeln mit resorbierbaren 6.0 Fäden, mit atraumatischer Nadel versehen, angeschlungen und nahe der Sklera abgetrennt. Der Muskel des Rectus mediales wird dabei etwas länger belassen, um im nächsten Schritt einen guten Angriffspunkt für eine kräftige chirurgische Pinzette zu bieten. Unter maximaler passiver Abduktion des Bulbus' wird eine gebogene stumpfe Schere entlang der medialen Bulbuswand in Richtung Sehnerv geführt und die Durchtrennung des Sehnerven vorgenommen. Nach dieser Maßnahme lässt sich der von den Adnexen weitestgehend befreite Bulbus deutlich nach ventral bewegen. Die verbleibenden Ansätze der schrägen Augenmuskeln werden unter Sicht durchtrennt, der Bulbus entfernt und die Eukleationshöhle mit einigen feuchten Gazetupfern für etwa 5 Minuten zur Blutstillung komprimiert. Nach Entfernung der Kompression können die geraden Augenmuskeln kreuzweise fixiert werden oder vor Fixierung der Muskeln das näher zu beschreibende Implantat eingebracht werden.

Die neuen chirurgischen Techniken und die Verwendung optimierter Implantate haben die Eukleationschirurgie sicher gemacht und das ästhetische Ergebnis wesentlich verbessert.

Wenn die chirurgische Technik der Entfernung des Augapfels große Fortschritte gemacht hatte – die Suche nach der optimalen Operationstechnik und idealen Implantatmaterial ist bis heute nicht abgeschlossen.

1.3 Das Postenukulationssyndrom

Die Pathophysiologie der nur durch eine Prothese ohne Implantat versorgten Orbita wurde von Vistnes [66] analysiert und schließlich von Tyers und Collin [65] als Postenukulations-Socket-Syndrom beschrieben. Das klinische Erscheinungsbild ist geprägt durch einen Enophthalmus der Prothese, eine tiefe Oberlidfurche, eine Ptosis und ein sichtbar überdehntes Unterlid, das zur einer Subluxation der Prothese führt.

Zwei Pathomechanismen können isoliert betrachtet werden:

1. Das Gewicht der Glasprothese führt zu einer dauernden Belastung des Unterlids mit einer Verlängerung der horizontalen Lidkante. Diese veränderte Geometrie erlaubt eine Verlagerung der Prothese nach ventral und kaudal, so dass der Patient nicht durch sein Kunstauge, sondern durch die Folgen der Wechselwirkung zwischen Prothese und Lidapparat als Enukleationspatient von seiner Umgebung erkannt wird.
2. Das Volumendefizit der Orbita und fehlende Hypomochlion des Bulbus führt zu einer verkürzten Abrollstrecke des M.levator palpebrae und zur Ausbildung einer Ptosis [65].

Die weitere Entwicklung der Theorie des Postenukulations-Socket-Syndroms finden wir in der Monographie "The postenucleation socket syndrome" von T. Smit (1982) [60].

1.4 Chirurgische Anatomie der Orbita unter besonderer Berücksichtigung von Enukleationstechniken

Das Orbitavolumen beträgt ca. 30 cm³. Ca ¼ davon entfallen auf den Bulbus oculi. Dieser Anteil ist durch die äußeren Augenmuskeln beweglich gelagert und bildet in Zusammenhang mit dem Tenon'schen Raum und dem Bindehautsack, funktionell Kopf und Pfanne eines Kugelgelenks [28],[29].

Der Tenon'sche Raum ist physiologischer Weise wenige Mikrometer stark und kann nur durch die vorbeschriebene Infiltration mit Flüssigkeit zu einem Manipulationsraum erweitert werden. Er beginnt am Limbus corneae und setzt sich bis zum Eintritt des Sehnervs in den Bulbus fort. Bis in Höhe der geraden Augenmuskeln wird er von der Bindehaut begrenzt, weiter dorsal vom großflächig anliegenden orbitalen Fettgewebe mit seiner komplexen Septenstruktur.

Der Tenon'sche Raum wird von den vier geraden und zwei schrägen Augenmuskeln durchbrochen. Er stellt funktionell einen potenziellen Spaltraum dar, der erst durch chirurgische Maßnahmen in einen definitiven freien Manipulationsraum verwandelt werden kann.

Die Bulbusbewegung wird durch die extrem dehnbaren elastischen Fasern, die den Tenonraum durchziehen, geringgradig behindert.

Conjunctiva bulbi und Conjunctiva tarsi gleiten im Bereich der Grenzfläche Mucin - flüssige Phase des Tränenfilms - nahezu ohne Reibung.

Die Lage des Bulbus innerhalb der Orbita wird durch den inkompressiblen Orbitainhalt stabilisiert. Die 4 geraden Augenmuskeln versuchen den Bulbus nach hinten zu ziehen, die beiden schrägen Augenmuskeln unter ungünstigeren Hebelbedingungen nach vorn. Insgesamt ist mit einem Übergewicht der geraden Augenmuskeln zu rechnen.

Ausgleichend wirken in diesem Zusammenhang Bandverstärkungen und Faszienstreifen, die als Retinacula den Bulbus in seiner Lage fixieren und die Capsula bulbi, die hintere Begrenzung des Tenon-Raums, an der medialen und lateralen knöchernen Orbitawand abfangen. Trotz des Muskelungleichgewichts können wir davon ausgehen, dass das Orbitafett nicht unter einer wesentlichen Druckbelastung steht.

Diese Annahme wäre auch mit der Hämodynamik der Orbita (Venendruck ca. 5 mm Hg) und der Kammerwasserdynamik nicht vereinbar. Möglicherweise ändert sich der hydrostatische Druck nach dem Eukleationstrauma während des Tragens einer Bulbusprothese, so dass der über den Bulbusverlust hinausgehende, langsam fortschreitende Volumenverlust erklärt werden könnte [54],[65].

1.5 Zur Geschichte des Bulbusersatzes

Der Wunsch, nach einer Augenapfelentfernung ein kosmetisch akzeptables Resultat durch das Einsetzen eines Orbitaimplantates zu erhalten, konnte in der Mitte des 19. Jahrhunderts erstmalig erfüllt werden. Sinn des Implantates ist es, das fehlende Augenvolumen auszufüllen und dem Kunstauge oder der Prothese mehr Bewegung zu verleihen.

1884 versuchte Mules [47] zum ersten Mal das verloren gegangene Orbitavolumen durch eine Glaskugel zu ersetzen und betrieb als erster die Prophylaxe des Postenukulationssyndroms.

Es folgte 1886 Frost mit dem Einsetzen einer hohlen Glaskugel in die enukleierte Orbita [48]. Die Implantationstechnik nach Frost bestand im kreuzweisen Vernähen der horizontalen Augenmuskeln über dem Implantat im Bereich der Tenon'schen Kapsel. Er führte die Operation bei 6 Patienten durch, berichtet aber, dass nur bei einem Patienten das Implantat langfristig am Platz erhalten werden konnte. Wenig später berichtet Lang über eine fast identische chirurgische Technik, aber er betont die Bedeutung der Einbeziehung der Tenon'schen Kapsel beim Wundverschluss. Von 16 operierten Patienten konnte bei 14 das Implantat langfristig erhalten werden [18],[24].

Im Laufe der Zeit wurden sehr verschiedene Materialien wie Gold, Silber, Aluminium, Blei, Zink, Baumwolle, Wolle, Kautschuk und auch Seide in unterschiedlichen Formen als Volumenersatz verwendet, ohne dass ein allgemein akzeptiertes Konzept mit langfristigen Erfolgen entwickelt werden konnte.

Bei den Verwundungen im II. Weltkrieg sahen sich die Ophthalmochirurgen und die plastischen Chirurgen vor neuen Herausforderungen [62]. Implantate wurden nun versuchsweise in den eviszerierten Bulbus eingesetzt und die Sklera darüber dicht verschlossen. Ruedemann entwickelte 1941 ein so genanntes integriertes Implantat aus einem gewebefreundlichen Kunststoff mit der Möglichkeit, die Augenmuskeln über Tantalum-Drähte direkt mit dem Volumenersatz zu verbinden [56].

1946 beschrieb Cutler ein Konzept mit integriertem Metallring um ein keramisches Implantat und einer zentralen Aufnahmestelle, die konzeptionell nicht von Bindehaut überwachsen wurde und zur Ankopplung an einen Metallstift, der im Kunstauge eingeschmolzen war, diente [12]. Das Konzept des

Mitnehmers zeigte in Einzelfällen sehr gute Ergebnisse und wurde von vielen Autoren modifiziert [2],[13],[16],[24]. Leider konnte sich wegen der hohen Extrusionsrate der so genannten halboffenen Implantate kein Konzept endgültig durchsetzen.

Von dem „unvorteilhaften Ausdruck“ durch das Volumendefizit und dem „starren Blick“ berichteten Blakovics und Kreiker [6], und bereits im Lehrbuch von Schmidt-Rimpler [58] werden zur Prophylaxe die von Mules beschriebenen Glaskugeln und die von Kuhnt beschriebenen Silberhohlkugeln als Implantate empfohlen.

In den letzten Jahrzehnten wurde eine große Anzahl von Orbitaimplantaten entwickelt, die sich einteilen lassen in sog. freie Implantate ohne Muskelbeziehung und in an Muskeln fixierte, sog. integrierte Implantate. Sie wurden primär mit Tenon-Gewebe und Bindehaut gedeckt oder halboffen implantiert, wobei ein Mitnehmer, der die Bindehaut perforiert, eine modifizierte Bulbusprothese direkt in Verbindung zu den Muskeln bringen sollte. Die Mehrzahl dieser halboffenen Implantate ging jedoch im Rahmen einer chronischen Entzündung verloren. Auch Gespinst-Plomben aus angeschmolzenen Nylonfäden (Bangerter Implantate) führten häufig zu einer chronischen Entzündung. Gelegentlich notwendige Exzisionen zeigten dichte, immobile Narbenzonen im Bereich des Tenon'schen Raumes, was die vergleichsweise geringe Beweglichkeit dieser Implantate, trotz Muskelfixierung, erklärte.

Frueh und Felker [20] schlugen deshalb vor, eine Kunststoffkugel mit Leichensklera zu umhüllen und dieses organische Material als Kontaktvermittler zu nutzen.

Diese Modifikation hat sich bewährt, und das sog. Baseball-Implantat, das jedoch auf die Integration von biologisch nicht vollständig unbedenklichen Sklerazubereitungen angewiesen ist, liefert nach der Literatur die bisher besten Langzeitergebnisse [30],[60],[61],[65].

Durch die Implantation von sphärischen Implantaten mit einem Durchmesser zwischen 18 und 20 mm gelingt es, das durch die Enukleation entstehende Volumendefizit zu ca. 80% aufzufüllen und in Verbindung mit dem Kunstauge einen vollständigen Volumenausgleich herbeizuführen.

Die Beweglichkeit des aus Glas gefertigten Kunstauges ließ bei allen bisher verwendeten geschlossenen Implantattypen Wünsche offen, wobei die Ursachen bisher nicht eindeutig bekannt sind. Denkbar ist eine verminderte Beweglichkeit des Implantates selbst, wie es nach eigenen Erfahrungen durch die narbigen straffen Verbindungen zwischen Gespinst-Plomben und Orbitagewebe erklärlich ist.

Soll [61] formulierte 1982 die Anforderungen, die ein ideales Implantat nach E nukleation erfüllen sollte:

- a) vollständige Bedeckung durch Gewebe,
- b) einfache Geometrie,
- c) Vermeidung von scharfen Rändern,
- d) keine bedeckten Tunnel,
- e) geringes Gewicht,
- f) biologisch inertes Material.

Zur Verbesserung der Beweglichkeit des Kunstauges entwickelte der amerikanische Ophthtalmologe Ruedemann 1941 ein so genanntes integriertes Implantat – eine Kombination aus Plombe und Kunstauge [15],[39],[54]. Dieses Implantat wurde weiterentwickelt von Cutler (1945) [12], Whitney und Olson (1948) [24] und vielen anderen Ophthalmochirurgen weltweit. Eine dieser Weiterentwicklungen ist das Allen-Implantat, das schon die Fixierung der Muskeln über dem Implantat bei vollständigem Verschluss von Tenon und Bindehaut über der Plombe erlaubte. Parallel wurden zu dem geschlossenen integrierten System so genannte halboffene integrierte Implantate entwickelt. Die meisten davon gingen durch Infektionen verloren. Das bekannteste dürfte das Arruga-Brazil-Implantat sein, welches über Metallstifte, die den Bindehautverschluss perforieren, dem Kunstauge Halt gaben, gleichzeitig aber eine Eintrittspforte für Keime darstellten [48].

1.6 Gegenwärtiger Stand der Eukleationschirurgie unter besonderer Berücksichtigung von Orbitaimplantaten

In den letzten 15 Jahren hat die Entwicklung von synthetischen porösen Materialien zur Entwicklung neuer Orbitaimplantate beigetragen. Gemeinsames Kennzeichen dieser Werkstoffe ist das Einwachsen von fibrovaskulären Gewebe in die präexistente Hohlräume, wodurch die Stabilität des Implantates sowie Prothesenmotilität wesentlich verbessert, die Häufigkeit einer Spätinfektion hingegen entscheidend werden konnte.

In der langen Geschichte des Volumenersatzes der Orbita nach Eukleation oder Eviszeration ist es seit Beginn der 90er-Jahre möglich, Hydroxylapatit als Bulbusersatz zu verwenden.

Mit der Einführung von Implantaten aus Hydroxylapatit durch Perry 1985 [54] schien zunächst ein orbitaler Volumenersatz gefunden zu sein, der sich durch seine hervorragende Biokompatibilität auszeichnete. So ergab eine Umfrage unter amerikanischen Ophthalmochirurgen, dass diese 1993 bei 56% aller Eukleationen primär ein Implantat aus Hydroxylapatit einsetzten, während diese Implantate 1989 nur bei 1% aller Eukleationen zum Einsatz gelangen [43],[19],[59]. Bei 250 konsekutiven Implantationen wurde in keinem Fall eine orbitale Blutung, eine Dislokation oder eine Abstoßung beobachtet. In einem Fall konnte eine Infektion durch systemische Antibiose beherrscht werden, während in nahezu allen Fällen eine zufrieden stellende Beweglichkeit des Implantates nachweislich war [1],[48],[45],[46]. Als Nachteil erwies sich jedoch die rauche Oberfläche der aus Korallenstücken gefertigten Matrix, die chemisch modifiziert wurde, so dass ein Überzug aus Donorsklera erforderlich war. Diese Ummantelung verursachte zum einen höhere Kosten, zum anderen konnte die Übertragung einer slow-virus-Infektion nicht sicher ausgeschlossen werden, so dass die Suche nach einem geeigneteren Orbitaimplantat fortgesetzt wurde.

Parallel zur Entwicklung der Keramikprothesen aus Hydroxylapatit wurden hochporöse Implantate aus Polyethylen entwickelt, nachdem sich dieser Werkstoff seit Anfang der 40er Jahre mit Erfolg bei Rekonstruktion von

knöchernen Defekten oder zur Weichteilaugmentation bewährt hatte. Mittlerweile liegen konische oder alternativ auch sphärische Implantate mit Durchmesser von 14 bis 22 mm vor [48],[49]. Im Vergleich zum etwas teureren Hydroxylapatit scheint die Biointegration dieses Implantattyps gering zu sein, so dass von einer höheren Komplikationsrate auszugehen ist [9],[22],[38],[42],[50],[55].

Korallines Hydroxylapatit

Korallines Hydroxylapatit besteht hauptsächlich aus Calciumphosphat, das den anorganischen Teil des menschlichen Knochens darstellt. Hergestellt wird es aus dem Calciumcarbonat einer bestimmten Spezies riffbildender Korallen. Hydroxylapatite aus Algen, Korallen und tierischen Knochen sind Beispiele für natürliche anorganische Knochenersatzmaterialien [10]. Ein Vorteil ist bei diesen Substanzen die hohe Porosität, die eine potente osteokonduktive Wirkung erzielt. Hydroxylapatit erweist sich als biokompatibel und nicht allergisch. Es löst keine Fremdkörperreaktion aus [54]. Die spongiöse Struktur mit zahlreichen miteinander verbundenen Kanälchen ermöglicht das Einwachsen von fibrovaskulärem Gewebe, das sich mit unterschiedlichen Methoden nachweisen lässt [19],[39]. Die Mikrostruktur entspricht der Knochenspongiosa. Die Plombe hat wie alle hydroxylapatitbasierten Implantate eine poröse Grundstruktur mit einem durchschnittlichen Durchmesser von ca. 300-700 µm. Die Kanälchen sind alle miteinander verbunden – ohne so genannte „dead ends“ – so dass nach Implantation fibrovaskuläres Gewebe in die Plombe einwachsen kann und somit das Implantat in der Orbita „verankert“ wird. Bei einer Porosität von 200µm findet man ein schnelleres fibrovaskuläres Einsprießen in das Implantat als bei 500µm [26]. Die Plombe ist, der Größe der Orbita angepasst, in verschiedenen Durchmessern erhältlich (16, 18, 20 und 22 mm) [23],[42],[53].

Synthetisches Hydroxylapatit

Seit 1997 ebenfalls verfügbar ist das so genannte FCI-Implantat, welches aus rein synthetisch hergestellten Hydroxylapatit hergestellt wird (Domilens,

Hamburg). Erhältlich ist es in 7 verschiedenen Durchmessern von 10-22 mm. Die erste Generation wies einen relativ hohen Anteil an wasserbindendem Calciumoxid auf. Auch war das Gewicht höher und die Porosität geringer als beim natürlichen Hydroxylapatit. Bezüglich seines Porendurchmessers; Reinheit und kristalliner Struktur ist es nach Durchlaufen von verschiedenen Entwicklungsstadien mit dem korallinen Hydroxylapatit nun in etwa vergleichbar. Die FCI-Plombe hat einen Porendurchmesser von 300-500 µm. Das originäre Hydroxylapatit hat in der Regel einen größeren Durchmesser von 300-700µm [31],[36],[57],[44]. Die heutzutage verfügbare 3. Generation des FCI-Implantates ist um 10 –12% leichter als die koralline Plombe. Das synthetische Implantat sollte ebenfalls vor Einbringung eingehüllt werden und auch eine PEG-Lochbohrung ist möglich und technisch einfacher als beim korallinen Produkt [33],[37],[57].

Das synthetische Hydroxylapatit-Keramik-Silikon Implantat (nach Guthoff, 1993)

Seit 1991 ist ein Composite – Implantat (B & L) aus labortechnisch hergestelltem Hydroxylapatit verfügbar, dessen poröser Keramikanteil eine Oberflächenvergrößerung bedingt und somit die Biointegration durch die Vermittlung von Granulationsgewebe fördert [51]. Histologische Untersuchungen bestätigten die Einwanderung von verlaufenden Umbauprozessen, die klinisch nicht mehr in Erscheinung treten [28],[26],[31]. Im Vergleich zu der früher aus Korallenstücken erzeugten Matrix, die chemisch modifiziert werden musste, zeichnet sich die vorliegende Keramik durch eine deutlich geringere Oberflächenrauheit aus, so dass im Gegensatz zu herkömmlichen Implantaten kein Überzug aus präparierter Leichensklera oder weiteren Fremdmaterialien erforderlich ist.

Der vordere aus Hydroxylapatit gefertigte Prothesenteil verfügt über zwei etwa 1 mm tiefe und kreuzweise verlaufende Führungsrinnen. Diese erlauben, die jeweils gegenüberliegenden geraden Augenmuskeln geführt zu verbinden. Das so entstehende Muskelkreuz ermöglicht einen Kontakt des Gefäß führenden

Muskelgewebes mit den Keramikporen und fördert so einerseits die Durchwachsung und Integration des Implantates und andererseits die optimale Implantatmotilität. Wenngleich gelegentlich empfohlen wird, auch die schrägen Augenmuskeln am Implantat zu verankern, so führt dieses Vorgehen nach Guthoff [26] zu keiner nachweisbaren Verbesserung der Mitnehmerfunktion des verwandten Orbitaimplantates.

Zur weiteren Verbesserung der Implantatbeweglichkeit wird der dorsale Anteil des Implantates aus Silikonkautschuk gefertigt und bildet später mit dem benachbarten Tenongewebe einen kugelgelenkähnlichen Spaltraum. Entsprechend den Anforderungen von Soll [61] umschließt das neu entwickelte Composite-Implantat in seinem Zentrum eine Luftblase, so dass ein gesamtes spezifisches Gewicht von etwa $1,0 \text{ g/cm}^3$ resultiert.

Die klinische Erfahrung zeigt, dass sich das hier beschriebene Orbitaimplantat im Vergleich zu anderen kommerziell erhältlichen Implantaten durch seine besonders einfache Handhabbarkeit auszeichnet. Die Prothesenmotilität konnte durch die Gestaltung des dorsalen Implantatanteils aus Silikonkautschuk entscheidend verbessert werden. Darüber hinaus erleichtert die glatte Silikonoberfläche eine intraoperativ exakte Positionierung im orbitalen Weichteilgewebe. Zwar können Orbitaimplantate aus Hydroxylapatit im Gegensatz zu Implantaten aus Polyethylen nachträglich mit einem stiftartigen Mitnehmer versehen werden, der die bedeckende Bindehaut perforiert und zur Verbesserung der Mitnehmerfunktion beiträgt. Aufgrund bereits erreichter guter Beweglichkeit des Implantates als auch der Prothese haben wir bisher von diesem Vorgehen abgesehen, um den Vorzug eines geschlossen Systems mit seinem verminderten Risiko für eine Infektion nicht aufzugeben.

Aluminiumoxid – Orbitaimplantat

Vom Hersteller der synthetischen Hydroxylapatitplombe (FCI, Cedex, Frankreich) ist seit der FDA Zulassung im Jahr 2000 ein neues poröses Orbitaimplantat erhältlich. Auch hier handelt es sich um ein so genanntes

„biokeramisches Implantat“, das der porösen Struktur des Hydroxylapatits ähnelt, jedoch zu 99,2% aus Aluminiumoxid besteht. Die Interkonnektion der Poren wird mit 85% bei einem Durchmesser zwischen 250-500 µm seitens des Herstellers angegeben. Damit erweist sich dieses Material bis auf die chemische Grundsubstanz und die Rate der Interkonnektivität zwischen den Poren (Korallines Hydroxylapatit = 100%) mit der originären Hydroxylapatitplombe als durchaus vergleichbar. Zur besseren Muskelfixation empfiehlt der Hersteller die Umhüllung des Implantates mit Vicryl. Da es sich ja nach einem definierten Zeitraum absorbiert, soll das fibrovaskuläre Einwachsen von Bindegewebe beschleunigt werden und damit die Biokompatibilität des Produktes verbessert werden. Auch hier ist wie beim korallinen und beim synthetischen Hydroxylapatit die Bohrung in das Implantates zur Fixation eines Mitnehmers („PEG“) möglich. Die verfügbaren Durchmesser liegen in Abständen von 2,0 mm zwischen 12 und 22 mm.

Poröses Polyethylen („MEDPOR“) Orbitaimplantat

Seit FDA –Zulassung 1985 ist es möglich, poröses hochverdichtetes Polyethylen als Orbitaimplantat zu verwenden (Porex Surgical Inc., Georgia; USA). Schon seit über 50 Jahren wird es vor allem auf dem nordamerikanischen Kontinent als alloplastisches Material für Knochenwände, bspw. nach Orbitabodenfraktur oder nach Maxillektomie, verwendet [21],[31].

Die Interkonnektivität der Poren liegt bei 50%, der Porendurchmesser beträgt im Mittel 100µm. Das poröse Polyethylenimplantat ist im Gegensatz zu allen anderen porösen Plomben intraoperativ mit dem Skalpell bearbeitbar. Erhältliche Durchmesser als Kugel liegen bei 16, 18 und 20 mm. Darüber hinaus sind in 18, 20 und 22 mm Durchmesser konisch geformte Kugeln erhältlich. Muskeln können direkt an das Kunststoffimplantat angenäht werden. Es findet trotz der geringen Interkonnektivität der Poren zumindest im Tierversuch eine gute Vaskularisierung des Implantates statt [5],[27]. Es empfiehlt sich auch hier zur Vermeidung einer frühen Plombenextrusion eine Umhüllung zu wählen [42]. Wie bei fast allen porösen Implantaten ist auch hier zur Motilitätsverbesserung des Kunstauges die Lochbohrung zur Fixierung eines Haltestifts („Motility Coupling

Post = MCP“) möglich. Der Verlust dieses Haltestifts innerhalb der ersten 4 Monate nach Einsetzen ist jedoch mit 30% außergewöhnlich hoch [30], so dass diese Maßnahme nicht empfohlen werden kann.

Trotz der Vielfalt der erhältlichen Implantate bleiben noch viele Probleme ungelöst. Trotz verschiedener Implantatgrößen ist nicht immer eine exakte Volumenauffüllung der Orbita erreichen. So ist die Suche nach dem idealen Augenapfelsatz immer noch nicht abgeschlossen.

2 Fragestellung

Hergeleitet aus den zuvor analysierten Defiziten bisheriger therapeutischer und diagnostischer Techniken kann man konstatieren, dass mit der Einführung von Implantaten aus porösem Hydroxylapatit ein zufrieden stellender orbitaler Volumenersatz gefunden wurde, der sich durch seine hervorragende Biokompatibilität auszeichnet. Dennoch sind bis heute Patienten, Augenchirurgen und Augenkünstler trotz des guten Volumenersatzes mit der Bewegungsübertragung auf das Kunstauge nicht ganz zufrieden.

Die Biomechanik der Kraftübertragung und nachfolgender Mitbewegung vom Implantat auf das Kunstauge ist bisher wenig analysiert worden. Diese Übertragung wird vermittelt durch das zwischen Implantat und Kunstauge gelegene Gewebe, das sich aus Muskelanteilen, Bindegewebe des Tenon'schen Raumes und Bindehaut zusammensetzt. Die Rolle der Umschlagsfalten im Fornix conjunctivae ist bisher nicht analysiert worden. Aus diesen Überlegungen ergeben sich folgende Fragestellungen:

1. Welche Rolle spielt die Mächtigkeit der Gewebsschicht zwischen Implantat und Bindehautoberfläche?
2. Welchen Einfluss hat die Tiefe des Fornix conjunctivae im Bereich der oberen und unteren Umschlagsfalte?

Zur Beantwortung der ersten Frage bietet sich die Schnittbildsonographie an, die unter Verwendung einer Wasserimmersionstechnik die Schalllaufzeit zwischen der hochreflektierenden Bindehautoberfläche und der ebenfalls hochreflektierenden Implantatoberfläche mit hoher Genauigkeit erfassen sollte. Aus dieser Schalllaufzeit lässt sich bei bekannter Schallgeschwindigkeit des Gewebes der Abstand beider akustischer Grenzflächen bestimmen.

Zu Frage 2: Die Tiefe der oberen und unteren Umschlagsfalte lässt sich durch die Einführung skalierten Kunststoffstreifen auf einfache und in Abb. 7 dargestellte Weise ausmessen.

3 Material und Methoden

3.1 Die Modifikation der klassischen Operationstechnik und die Begründung dieser Modifikation

Die Eukleation erfolgte in typischer Weise, wobei die geraden Augenmuskeln von der Durchtrennung mit resorbierbarem Nahtmaterial (Vicryl 6/0) angeschlungen wurden. In den möglichst unverletzten Tenon-Raum lassen sich die Implantate versenken und durch kreuzweises Vernähen der Muskeln in den vorgegebenen Rillen fixieren (Abbildung 1).

Zur Deckung wurde Gewebe der Tenon'schen Kapsel mit Einzelknopfnähten und Bindehaut fortlaufend mit 6/0 resorbierbarem Nahtmaterial (Vicryl) verschlossen.

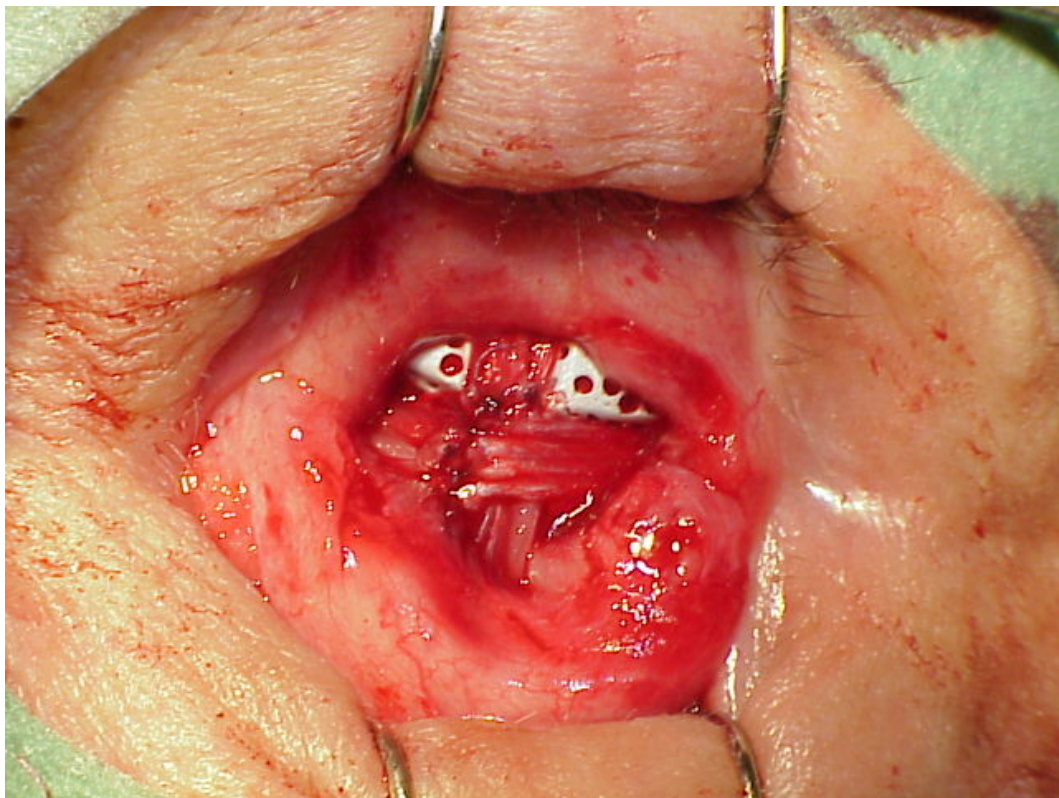


Abbildung 1

Nach Enukleation wird eine Illigschale eingelegt, wobei darauf zu achten ist, dass die Umschlagsfalten gut ausgeformt werden und sich die Lider gerade über dem Platzhalter schließen lassen (Abbildung 2).



Abbildung 2

3.2 Patienten

In unserer retrospektiven Studie wurden insgesamt 66 Patienten im Alter von 22 bis 76 Jahren ausgewertet. Die Ursachen für die Eukleation sind in Tabelle 1 dargestellt.

Diagnose	Anzahl der Patienten	Anteil [%]
Intraokulares Melanom	25	37,9
Blindes und schmerzhaftes Auge	21	31,8
Posttraumatische Phtisis bulbi	20	30,3

Alle Patienten wurden vom gleichen Augenchirurgen zwischen 1996 bis 2003 operiert. Von den 66 Patienten kam es viermal zu einer Dehiszenz des das Implantat bedeckenden Gewebes. Bei diesen Patienten wurde ein Austausch des Implantats vorgenommen und darauf geachtet, ausreichend Gewebe vor das alloplastische Material zu verlagern. Auch diese Patienten wurden in die Analyse der Prothesenbeweglichkeit aufgenommen.

Im Zeitraum von 6 bis 9 Monaten nach der primären Enukleation und Versorgung mit einem Hydroxylapatit-Silikon-Implantat wurde die Beweglichkeit des Implantates mit und ohne Kunstauge mit Hilfe einer digitalen Photocamera (SONY-Mavica) gemessen (Abbildung 3).

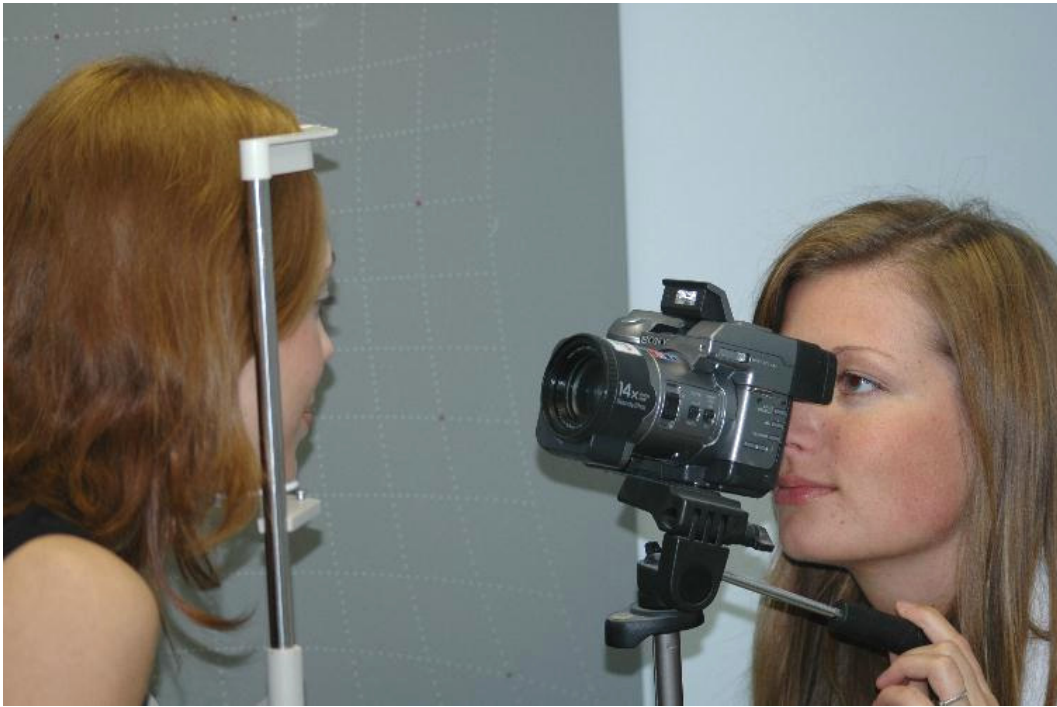


Abbildung 3 Digitale Aufnahme der Beweglichkeit des Kunstauges.

3.3 Methodenentwicklung

3.3.1. Die Erfassung der Bulbus-, Implantat- und Kunstaugenbeweglichkeit auf der Grundlage von Bildanalysen der Digitalphotographie

Die Messungen der Beweglichkeit des Implantates basierten auf der computerunterstützten Erfassung der Bulbusbewegungsstrecken und der Implantatbewegungsstrecken auf der Grundlage digitaler Porträtaufnahmen in vier unterschiedlichen Blickrichtungen (Abbildung 4).

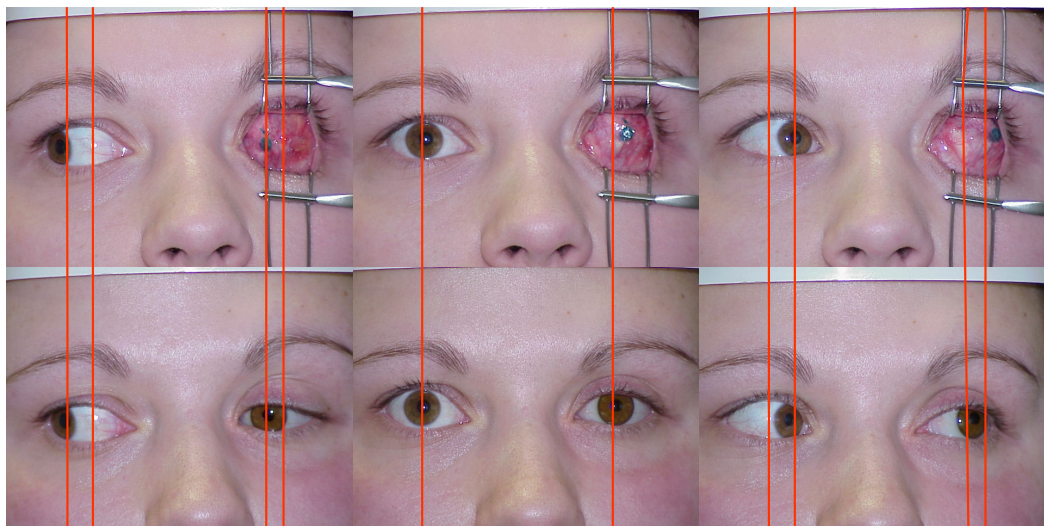
Mit Hilfe einer Digitalkamera (Sony-Mavica) wurden bei gleich bleibendem Abbildungsmaßstab Porträtaufnahmen in Primärposition und in vier primären Blickrichtungen angefertigt.

Dies geschah 1.) mit eingelegter Prothese

2.) ohne Prothese

mit Farbmarkierung der Bindehaut am Scheitelpunkt.

Die Auswertung erfolgte am Rechner mit Hilfe eingeblendeter Messmarken (Abbildung 4).



8,1 mm

6,3 mm

7,9 mm

7,6 mm

Abbildung 4

3.3.2. Entwicklung von Messtechniken zur Erfassung der Schichtdicke des das Implantat bedeckenden Bindegewebes

Die Vermessungen der Dicke der implantatbedeckenden Gewebeschicht basierte auf der transpalpebralen Schnittbildechographie zur Darstellung der das Orbita-Implantat bedeckenden Gewebeschicht (Abbildung 5).

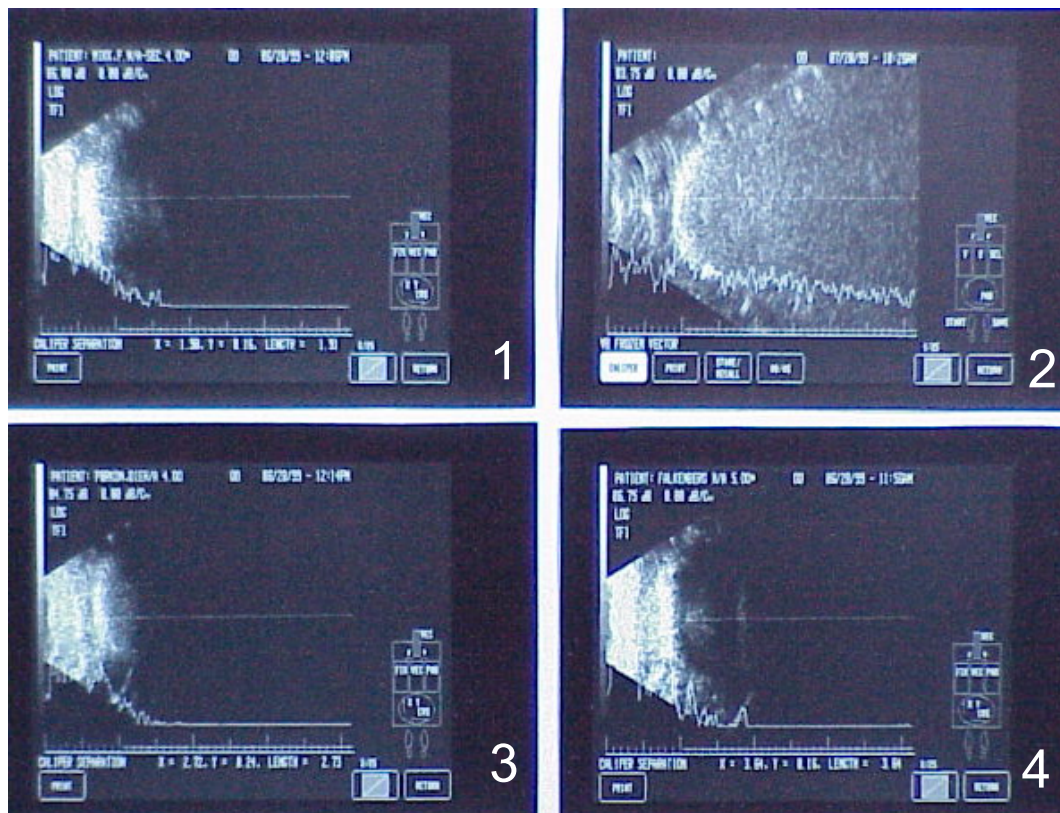


Abbildung 5:

Transpalpebrale Schnittbildechographie zur Darstellung der das Orbitaimplantat bedeckenden Gewebeschicht. Im vorliegenden Beispiel beträgt die Dicke von Bindegewebe und Tenonhülle:

1. 1,91 mm;
2. 2,73 mm;
3. 3,64 mm;
4. standardisierte echographische Darstellung der Oberfläche von 20mm H-A-S-Implantats (Immersion-Technik)

3.3.3. Messmethoden zur Erfassung der Fornixtiefe der oberen und unteren Umschlagsfalte

Die beiden Fornix-Tiefen an der betroffenen Seite und am Partnerauge wurden nach der Tropf-Betäubung mit Alcain 0,5%, mit Hilfe von kunststoffbeschichteten Papierstreifen mit Millimetereinteilung ermittelt (Abbildung 6, 7).



Abbildung 6:

Messung der Entfernung Lidkante-untere Umschlagsfalte mit Hilfe von kunststoffbeschichteten Papierstreifen mit Millimetereinteilung.

Rechts: Umschlagfalte 12 Monate nach Implantation einer HAS-Prothese (22 mm Durchmesser) und Anpassung einer dünnen einwandigen Glasprothese, ermittelte Fornix – Tiefe 10 mm.

Links: nicht betroffenes normales Auge, Fornixtiefe 13 mm



Abbildung 7:

Messung der Entfernung Lidkante – obere Umschlagfalte, ermittelte Fornixtiefe 12,5 mm. Links nicht betroffenes normales Auge, Fornixtiefe 15 mm.

4. Ergebnisse

4.1 Die Bewegungsstrecken

Die Bewegungsstrecken des Kunstauges (projiziert auf den Limbus) sowie des Implantats bezogen auf die Farbmarkierung sind in **Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.** dargestellt.

Der Mittelwert der Bewegungsstrecken lag bei dünnem implantatbedeckendem Gewebe im Durchschnitt 1,4 mm höher als in der Gruppe mit dicker Gewebeschicht.

Entsprechend des Mittelwertes der Beweglichkeit des Implantates in vier verschiedenen Blickrichtungen wurden die 66 untersuchten Patienten in drei Gruppen unterteilt (Abbildung 8, 9 und 10), (**Fehler! Verweisquelle konnte nicht gefunden werden.**).

1. Gruppe: Mittelwert $\leq 2,5$ mm

2. Gruppe: Mittelwert $2,5 \leq 4,0$ mm

3. Gruppe: Mittelwert $\geq 4,0$ mm

4.2 Die das Implantat bedeckende Gewebeschicht

Ebenso in drei Gruppen wurden die Patienten entsprechend der Dicke des das Implantat bedeckenden Gewebes unterteilt (Abbildung 8, 9 und 10), (Tabelle 3).

1. Gruppe: Mittelwert $\leq 2,0$ mm

2. Gruppe: Mittelwert $2,0 \leq 3,5$ mm

3. Gruppe: Mittelwert $\geq 3,5$ mm

Tabelle 2

Die Dicke des Weichteilmantels vor dem Implantat (Bindehaut + Tenon-Gewebe + Muskelanteile)¹

Gewebedicke (mm)	Anzahl der Patienten	Angabe (%)
$\leq 2,0$	20	30,3
$2,0 \leq 3,5$	32	48,5
$\geq 3,5$	14	21,2

¹ Die Messung wurde mit Hilfe der transpalpebralen Schnittbildsonographie vorgenommen

Die Prothesenbeweglichkeit war in Fällen mit dünner Gewebsschicht deutlich besser (Abbildung 8, 9 und 10).

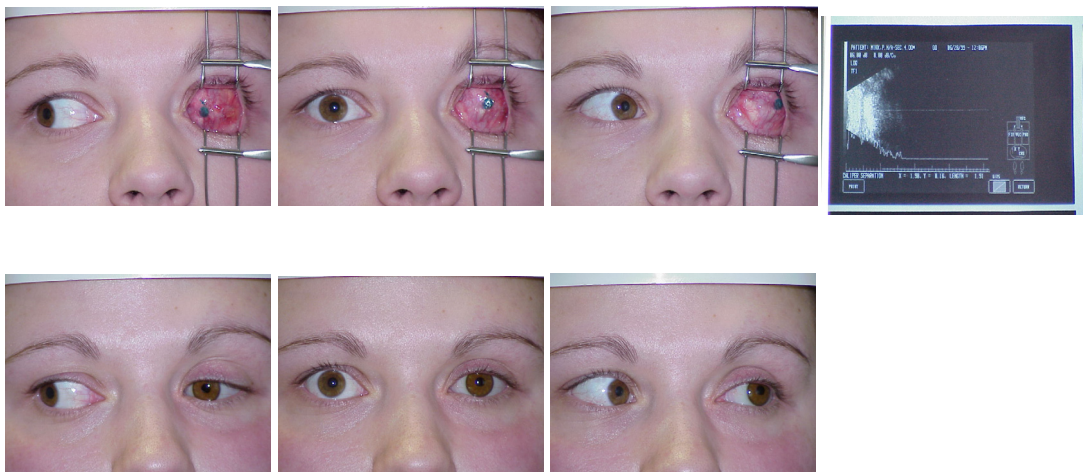


Abbildung 8:

20 Jahre alte Frau 5 Jahre nach der Operation (22 mm Implantat).

Es bildete sich eine dünne Gewebeschicht (1,91mm).

Die Beweglichkeit des Implantats ist gut.

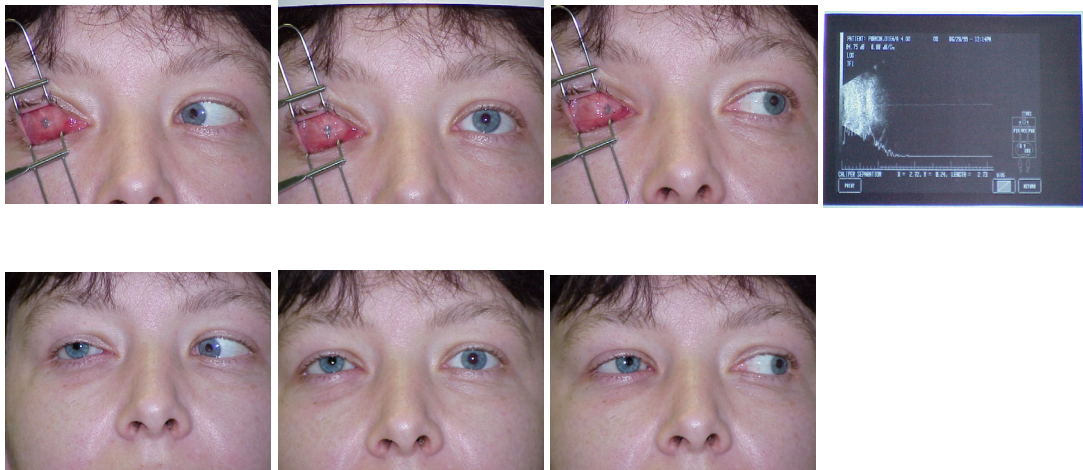


Abbildung 9:

45 Jahre alte Frau 2 Jahre nach der Operation (22 mm Implantat).
 Es hat sich eine dickere Gewebeschicht (2,73 mm) gebildet.
 Die Beweglichkeit des Implantats ist schlechter.



Abbildung 10:

69 Jahre alter Mann 1 Jahr nach der Operation (22 mm Implantat).
 Es hat sich eine dicke Gewebeschicht (3,64 mm) gebildet.
 Die Beweglichkeit des Implantats ist deutlich schlechter.

4.3 Die Fornixtiefe

Die Tiefe der Bindegewebsumschlagsfalte (Fornix) der behandelten Seite war in allen Fällen kürzer als am Partnerauge.

Anhand der Messungen konnte eine Korrelation zwischen der Bindehaut/Tenon-Gewebedicke und Verkürzung des Fornix nachgewiesen werden (Tabelle 4).

Tabelle 3
Korrelation zwischen der das Implantat bedeckenden Gewebedicke und der Verkürzung der unteren und oberen Fornices

Gewebedicke (mm)	Anzahl der Patienten	Verkürzung der Fornices
>2,0	20	8,8
2,0 – 3,5	32	14,2
<3,5	14	17,6

Die Verkürzung des Fornix wurde in Fällen mit sehr dicker Bindehaut/Tenon-Gewebe deutlich höher. Die statistische Analyse zeigte, dass 1,0 mm Bindehaut/Tenon-Gewebe über dem Implantat die untere und obere Bindegewebsumschlagsfalte auf insgesamt 4,6 mm verkürzt. Das bedeutet eine Verkürzung um 15,8%.

5. Diskussion

5.1 Kurze Zusammenfassung der Fragestellung

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die das Implantat bedeckende Bindehaut/Tenon-Gewebeschicht und die damit in Zusammenhang stehende Verkürzung der Tiefe der beiden Umschlagsfalten sowie die Position des Implantates in der Orbita eine wesentliche Rolle bei der postoperativen Prothesenmotilität spielen.

5.2 Der Einfluss der implantatbedeckenden Gewebeschicht und der Fornixtiefe auf die Motilität

Bei der Analyse sind nicht die absoluten Daten von Bedeutung, sondern immer der Vergleich (Unterschied) der Daten zwischen behandelter und gesunder (normaler) Seite. Bei 55 von 66 untersuchten Patienten, einem Anteil von 84%) ausmachte, fand eine Korrelation zwischen der Prothesenmotilität und der nach Implantation gebildeten Bindehaut/Tenon-Gewebedicke statt (Abbildung 11,12). Von diesen 55 Patienten ergab sich nur bei 4 (7%) keine Korrelation zwischen der Bindehaut/Tenon-Gewebedicke und Verkürzung der Tiefe der oberen und unteren Bindegewebsumschlagfalten.

Die Analyse der nicht korrelierten Daten zeigte in allen drei Fällen der ersten Gruppe, dass die Prothesen-Motilität deutlich niedriger war als der Mittelwert, trotz dünner Gewebeschicht und tiefer Fornices.

Unter den Patienten der zweiten und größten Gruppe war die Motilität nur in einem Fall deutlich niedriger als der Mittelwert und in 6 Fällen deutlich besser. In der dritten und kleinsten Gruppe in nur einem nicht korrelierten Fall war die Motilität deutlich höher als der Mittelwert.

Es ist immer die Frage, wie man die relativ subjektiven Kriterien, wie die optimale Anpassung von Kunstaugen, die von der Qualifikation des Okularisten abhängig ist, objektivieren kann.

Bei vier Patienten sehen wir relativ niedrige Bewegungen des Kunstauges bei deutlich besserer Motilität des Implantates mit tiefen Fornices und dünner Gewebedeckung.

Die Analyse der Optimierung des Kontakts zwischen der Innenseite des Kunstauges und der Oberfläche des Implantates ist in zukünftigen Untersuchungen vorgesehen.

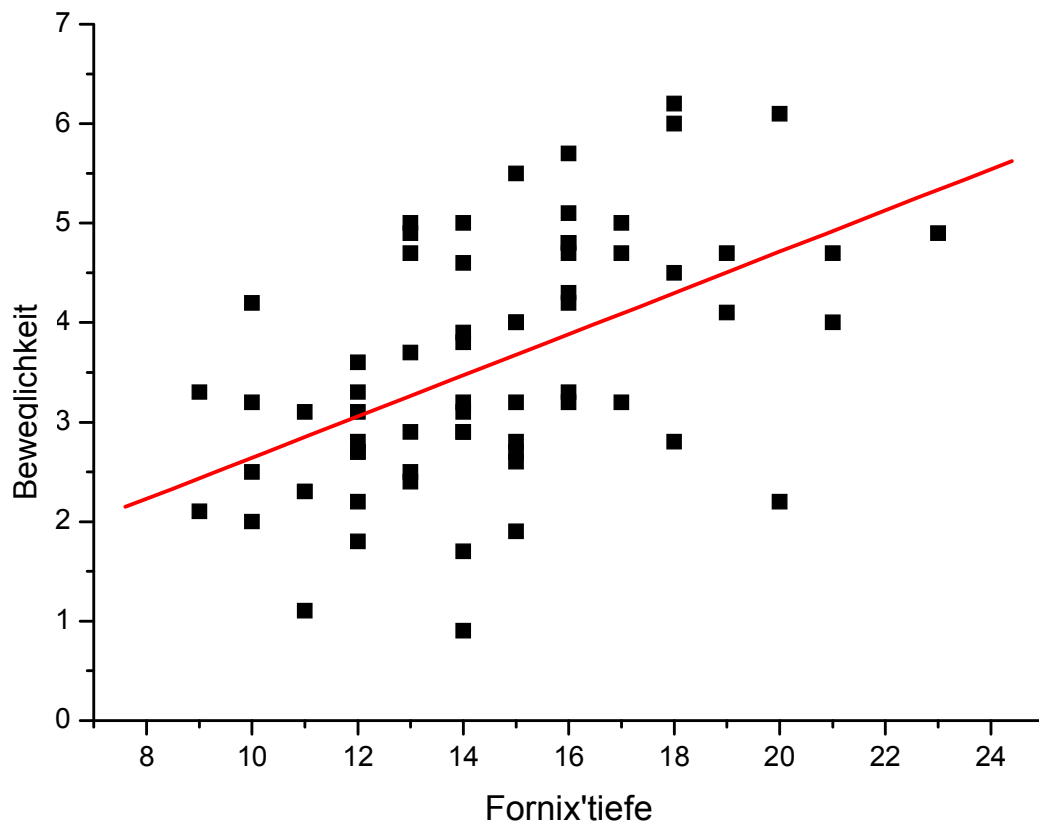


Abbildung 11:

Korrelation zwischen Prothesenbeweglichkeit und Fornixtiefe in 66 Fällen.

Tabelle 4

Lineare Regression zwischen Prothesenbeweglichkeit und Fornixtiefe

$$Y = A + B * X$$

Parameter	Wert	Fehler
A	6.1742	0.39233
B	-0.97827	0.14138

Korr.- koeffizient	Standard- abweichung	N	Irrtums- wahrsch.
-0.65419	0.9406	66	<0.0001

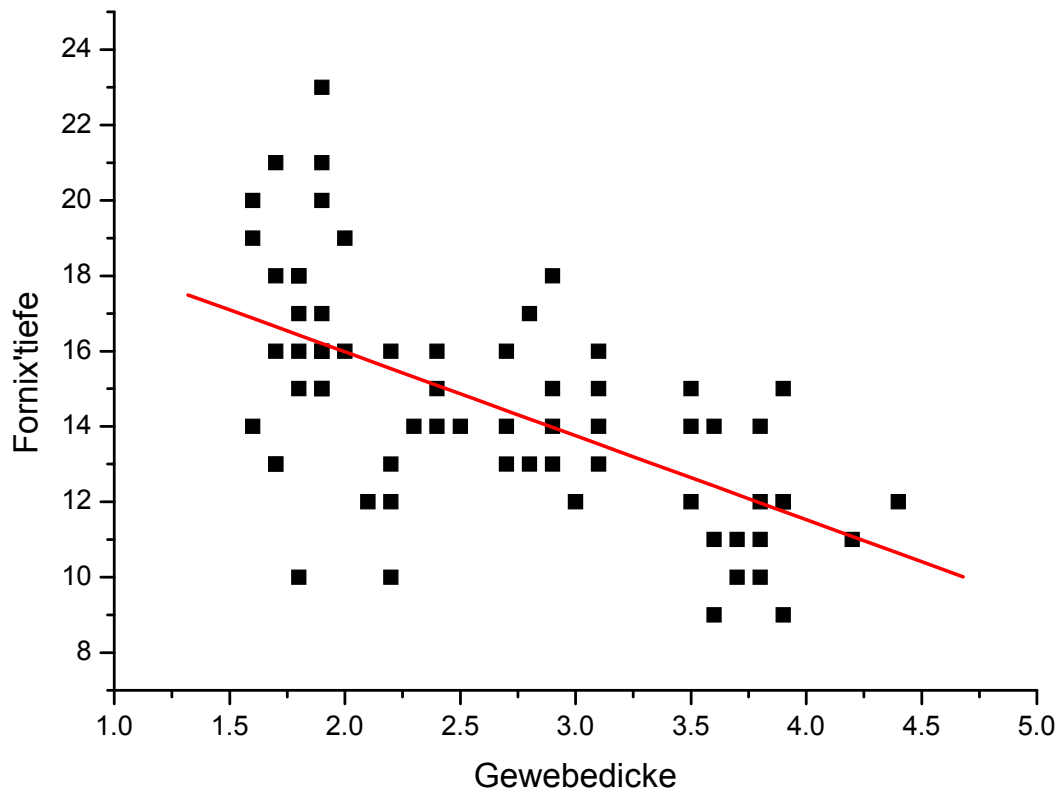


Abbildung 12:

Korrelation zwischen Fornixtiefe und Gewebedicke in 66 Fällen.

Tabelle 5

Lineare Regression für Korrelation zwischen Fornixtiefe und Gewebedicke:

$$Y = A + B * X$$

Parameter	Wert	Fehler
A	20.43075	1.02601
B	-2.22531	0.36972

Korr.- koeffizient	Standard- abweichung	N	Irrtums- wahrsch.
-0.60121	2.4598	66	<0.0001

5.3 Analyse und Vergleich der Komplikationsrate in allen Gruppen

Die Analyse der Spätkomplikationen zeigte meist Bindehautdehiszenzen, die bis auf eine Ausnahme durch breites Unterminieren der Umgebung wieder geschlossen werden konnten (Tabelle 7).

Sie traten bei Patienten mit einer Gewebedeckung von weniger als 2,0 mm bei sehr guter Motilität auf. Bei einer Gewebedicke von mehr als 4,0 mm (17 Patienten) kam es bei deutlich niedrigerer Prothesenmotilität in keinem Fall zu Bindehautdehiszenzen. In allen 12 Fällen (8 aus erster und 4 aus zweiter Patienten-Gruppe) mit Ausdünnung der Bindehaut wurde als Indikation auf die langzeitige Beobachtung entschieden.

Komplikation	Gewebedicke			Behandlung
	<2,0 mm	2,0-3,5 mm	>3,5 mm	
Ausdünnung der Bindehaut	8/40%	4/12,5%	0	Observation
Erosio	8/40%	2/6,25%	0	Transposition der Bindehaut oder Mukosatransplantat
Gewebedehiszenzen	4/20%	1/3,1%	0	Austausch des Implantats oder Dermis-fat Transplantation

Die Erosionen der Bindehaut unterschiedlicher Größe traten bei 8 Patienten in der ersten Gruppe und bei zwei Patienten der zweiten Gruppe auf. Bei dieser

Komplikation wurde eine Transposition der Bindehaut bei Bindehaut-Defekten bis 2 mm vorgenommen. Bei Bindehaut-Defekten von 2 bis 3 mm Größe wurde die Mundmukosa-Transplantation zur Deckung des gebildeten Defektes vorgenommen. Bei größeren Erosionen und Gewebedehiszenzen in 5 Fällen (4 aus erster und in 1 aus zweiter Gruppe) wurden ein Austausch des Implantates in drei Fällen und eine sekundäre „Dermis-fat“ –Transplantation durchgeführt.

5.4 Zusammenschau der Analysen und Entwicklung einer Theorie zur Erklärung der Zusammenhänge

Bei Deckung des Implantates mit Bindehaut- und Tenon'schem Gewebe im Rahmen der Operation versucht man immer die Oberfläche des Implantates möglichst maximal und fest mit Gewebe zu decken, um spätere Komplikationen wie Bindehaut-Dehiszenzen und sekundäre Infektionen mit Verlust des Implantates zu vermeiden.

Auf der anderen Seite führt die Entstehung der kräftigen, dicken Gewebeschicht auf der Oberfläche des Implantates zu Oberflächenverkürzungen und zu einem Gewebedefizit im Bereich der Bindehautumschlagsfalten. Diese Verkürzung führt aber zur Einschränkung der Prothesen-Motilität.

Die relativ dünne Gewebeschicht über dem Implantat und maximale Tiefe der beiden Umschlagsfalten führen zur Optimierung der Oberflächengeometrie. Die Implantatbeweglichkeit wird so besser auf das Kunstauge übertragen.

Nach unseren Erfahrungen liegt die optimale Gewebedicke über dem Implantat zwischen 2,0 und 3,0 mm, sowie die davon abhängige Tiefe der Umschlagsfalten bei bis -14,0 mm.

Werden diese Werte erreicht, wird ein optimaler Mitnahmeeffekt der Glasprothese erzielt. Die Tenon-Bindehautlamelle über dem Implantat verhindert sicher Dehiszenzen, die zu orbitalen Komplikationen führen können.

6 Schlussfolgerungen und Hinweise auf weitere Verbesserungsmöglichkeiten (Skleralappentechnik etc.)

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die das Implantat bedeckende Bindehaut/Tenon-Gewebeschicht und die damit in Zusammenhang stehende Verkürzung der Tiefe der beiden Umschlagsfalten sowie die Position des Implantats in der Orbita eine wesentliche Rolle bei der postoperativen Prothesenmotilität spielen.

Eine relativ dünne Gewebeschicht über dem Implantat und maximale Tiefe der beiden Umschlagsfalten führen zur Optimierung der Oberflächengeometrie. Die Implantatbeweglichkeit wird so besser auf das Kunstauge übertragen.

Nach unseren Erfahrungen liegt die optimale Gewebedicke über dem Implantat zwischen 2,0 und 3,0 mm, sowie die davon abhängige optimale Tiefe der Umschlagsfalten bei bis -14,0 mm.

Werden diese Werte erreicht, wird ein optimaler Mitnahmeeffekt der Glasprothese erzielt. Die stabile Tenon-Bindehautlamelle über dem Implantat verhindert sicher Dehiszenzen, die zu orbitalen Komplikationen führen können.

Das Konzept des Hydroxylapatitsilikon-Implants erlaubt den Verzicht auf weitere Fremdmaterialien zur Umfüllung und zur Fixation der äußeren Augenmuskeln.

Das kreuzförmige Vernähen der geraden Augenmuskeln in den vorfertigten Rillen garantiert ein rasches Durchwachsen der Biokeramik mit Granulationsgewebe. Die Übertragung der guten Implantmotilität auf das Kunstauge wird jedoch durch einen zu mächtigen vorgelagerten Weichteilmantel aus Muskeln und Tenon-Gewebe eingeschränkt.

Nach Abschluss der Datensammlung der vorliegenden Arbeit – nicht zuletzt auf der Grundlage der ersten Ergebnisse – kam es zur Entwicklung einer modifizierten chirurgischen Technik. Die Verwendung von muskelgestielten Skleralappen wurde zur Bedeckung des Keramikanteils des Implantats eingesetzt [25].

Damit gelang es, eine stabile und in ihrer Dicke wohldefinierte Gewebsschicht zur Implantatabdeckung zu nutzen und, wie Publikationen bereits gezeigt haben, eine weitere Verbesserung der Prothesenmotilität bei langfristiger Stabilität zu erreichen.

7 Zusammenfassung

Wir wissen heute, dass die Prothesenbeweglichkeit nicht nur von verschiedenen Implantatmodellen und unterschiedlichen Operationstechniken abhängt, sondern dass noch weitere Kriterien eine wichtige Rolle spielen [24],[29],[40].

Nach unseren Erfahrungen ist eines dieser Kriterien die optimale Position des Implantats in der Orbita.

Diese Position des Implantats in der Orbita steht in engem Zusammenhang mit:

- a) der Dicke des Implantatbedeckenden Bindehaut/Tenon-Gewebeschicht,
- b) der Ausdehnung (Tiefe) der beiden Bindehautumschlagsfalten (Fornices).

Anhand der Studienergebnisse konnte eine Korrelation zwischen der Prothesenmotilität von einer Seite und der Bindehaut/Tenon-Gewebedicke, sowie eine Verkürzung der Tiefe der gebildeten Fornix von anderer Seite nachgewiesen werden.

Vergleichende Untersuchungen mit digitaler Photokamera von Prothesen-Motilität ohne und mit Kunstaugen in vier Blickrichtungen ermöglichen eine Analyse der optimalen Mitnehmerfunktion des eingesetzten Implantats für das Kunstauge auch im Rahmen des während der Orbita-Implantation gebildeter Dicke der Bindehaut-Tenon Gewebes.

Mit dieser Dissertation konnte eine Korrelation zwischen der Prothesenmotilität und der gebildeten Bindehaut/Tenon-Gewebedicke, sowie der Ausdehnung (Tiefe) der beiden Bindehautumschlagsfalten (Fornices) nachgewiesen werden.

8 Literaturverzeichnis

- [1] Anderson, RL; Yen, MT; Lucci L und Caaruso, RT. (2000) The Quasi-Integrated Porous Polyethylene Orbital Implant. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*; Vol. 18, No. 1; 50-55
- [2] Arruga, H. Improved orbital implant. *Am J Ophthalmol* 38:93-5. 1954
- [3] Bartisch, G. (1583) *Ophthalmomoduleia – Das ist Augendienst*
- [4] Beaver HA, Patrinely JR, Holds JB, Soper MP (1996). Periocular autografts in socket reconstruction. *Ophthalmology* 103: 1498-1502
- [5] Bigham WJ, Stanley P, Cahill JM, Curran RW, Perry AC (1999). Fibrovascular ingrowth in porous ocular implants: the effect of material composition, porosity, growth factors and coatings. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 15(5): 317-325
- [6] Blaskovics L, Kreiker (1945) *Eingriffe am Auge. Eine Einleitung zur operativen Tätigkeit des Augenarztes*. Enke, Stuttgart
- [7] Bonnet, M (1841) zitiert nach Smit AJGM (1991). The postenucleation socket syndrome. *Academisch proefschrift. Academisch Medisch Centrum, Universiteit van Amsterdam*, S. 21
- [8] Char DH (2001). Early wound dehiscence with use of hydroxyapatite orbital implant covered with calf pericardium. *Br J Ophthalmol* 85 (5): 627-628
- [9] Christmas NJ, Gordon DC, Murray DG, Tse D, Johnson T, Garonzik S, O'Brien JM. (1998) Intraorbital Implants After Enucleation and Their Complications. *Arch Ophthalmol* 116: 1199-1203
- [10] Cottrell D & Wolford L (1998) Long term evaluation of the use of coralline hydroxyapatite in orthognatic surgery. *J Oral Maxillofac Surg* 56:935–942 (1998)
- [11] Custer PL (2000). Enucleation. Past, Present and Future. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 16(5): 316-321
- [12] Cutler, N.L. A positive contact ball and ring implant for use after enucleation. *Arch Ophthalmol* 37: 73-81. 1947

- [13] Danz, W. Mobility implants: A review. pp. 46-52. In: Bosniak, S.L., ed. Advances in ophthalmic plastic and reconstructive surgery 8: The anophthalmic socket. New York: Pergamon Press. 1990
- [14] DeBacker CM, Dutton JJ, Proia AD, Holck DE, Stone T (1999). Bovine pericardium versus homologous sclera as wrapping materials for hydroxyapatite ocular implants: an animal study. Ophthal Plast Reconstr Surg; 15(5): 312-316
- [15] Ducasse A, Segal A, Gotzamanis A, Brugniart C, Rossi P (2001). Tolerance of orbital implants. Retrospective study on 14 years. J Fr Ophthalmol; 24 (3): 277-281
- [16] Durham, D. G. The new ocular implants. Am J Ophthalmol 32: 79-89. 1949
- [17] Ferral (1841) zitiert nach Smit AJGM (1991), siehe [60]
- [18] Fox, S.A. Enucleation and allied procedures. pp 475-505. In: Fox, S.A. Ophthalmic Plastic Surgery. New York and London. Grune & Stratton, 1970
- [19] Flanders, AE; De Potter, P; Rao, VM; Tom, BM; Shields, CL und Shields, JA (1996). MRI of orbital hydroxyapatite implants. Neuroradiology; 38 (3); 273-277
- [20] Frueh BR, Felker GV (1976) Baseball implant .A method of secondary insertion of an orbital implant. Arch Ophthalmol 94, 429-30
- [21] Gassler N, Lommatzsch PK (1995) Klinisch-Pathologische Studie an 817 Eukleationen. Klin mbl Augenheikd 207:295-301
- [22] Gayre GS, Debacker C, Lipham W, Tawfik HA, Holck D, Dutton JJ (2001). Bovine pericardium as a wrapping for orbital implants. Ophthal Plast Reconstr Surg; 17 (5): 381-387
- [23] Gayre GS, Lipham W, Dutton JJ (2002). A comparison of rates of fibrovascular ingrowth in wrapped versus unwrapped hydroxyapatite spheres in a rabbit model. Ophthal Plast Reconstr Surg; 18 (4): 275-280
- [24] Gougelmann HP (1970): The Evolution of the Ocular Motility Implant. Int Ophthalmol Clin;689–711

- [25] Guthoff R, Schittkowski M, Klett A (2006) Methods to Improve Prosthesis Motility in Enucleation surgery without Pegging and with Emphasis on Muscle Pedunculated Flaps. *Essential in Ophthalmology*, 223-235
- [26] Guthoff R, Vick H.-P., Schaudig U. Zur Prophylaxe des Postenukulationssyndroms: Das Hydroxylapatitsilikonimplantat. Experimentielle Vorarbeiten und erste klinische Erfahrungen. *Ophthalmologie* 1995; 92: 198-205
- [27] Guthoff R. Porous hydroxylapatite as an implant material after enucleation- experimental and early clinical results. Vortrag auf der 3.Sitzung der ESOPRS, 1984
- [28] Guthoff, R. (1992) Das Postenukulationssyndrom und seine Prophylaxe- die Bedeutung des primären Orbitaimplantats. *Klin.Monatsbl. Augenheilkd.* 201:61-62
- [29] Haase, W (1976) Messung der maximalen Bewegungstrecken der Bulbi. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 198 291-296
- [30] Harting G, Korneef L, Peeters HJF, Gilissen JPA (1985) Complications in orbital implant surgery – worthy of mention *Orbit* 4,105-109
- [31] Jacono, A.A., Moskowitz, B (2000). Alloplastic Implants for Orbital Wall Reconstruction. *Facial Plastic Surgery* 16 (1): 63-68
- [32] Jordan DR, Bawazeer A (2001). Experience with 120 synthetic hydroxyapatite implants (FCI3). *Ophthal Plast Reconstr Surg* 17(3): 221-223
- [33] Jordan DR, Gilberg S, Mawn L, Brownstein S, Grahovac SZ (1998). The synthetic hydroxyapatite implant: a report on 65 patients. *Ophthal Plast Reconstr Surg*; 14(4): 250-255
- [34] Jordan DR, Klapper SR, Gilberg SM (2003). The use of vicryl mesh in 200 porous orbital implants: a technique with few exposures. *Ophthal Plast Reconstr Surg*; 19 (1): 53-61
- [35] Jordan DR, Klapper SR (1999). Wrapping hydroxyapatite implants. *Ophthalmic Surg Lasers* 30: 403-407

- [36] Jordan DR, Mawn LA, Brownstein S, McEachren TM, Gilberg SM, Hill V, Grahovac SZ, Adenis JP (2000). The bioceramic orbital implant: a new generation of porous implants. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 16(5): 347-355
- [37] Jordan DR, Munro SM, Brownstein S, Gilberg SM, Grahovac SZ (1998). A synthetic hydroxyapatite implant: the so-called counterfeit implant. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 14(4): 244-249
- [38] Kao SC, Chen S (1999). The use of rectus abdominis sheath for wrapping of the hydroxyapatite orbital implants. *Ophthalmic Surg Lasers* 30: 69-71
- [39] Klapper, SR; Jordan, DR; Ells, A und Grahovac, S (2003). Hydroxyapatite orbital implant vascularization assessed by magnetic resonance imaging. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 19 (1): 46-52
- [40] Klett A., Guthoff R. (2003) Deckung von Orbita-Implantaten mit muskelgestielter autologer Sklera – eine mikrochirurgische Modifikation zur Verbesserung der Prothesenmotilität. *Ophthalmologie* 100, 449-452
- [41] Klett A., Guthoff R. (2003) Wie lässt sich die Prothesenmotilität verbessern. Der Einfluss von Fornixtiefe und Gewebedicke vor einem Hydroxylapatitsilikon-Implantat bei 66 Patienten. *Ophthalmologie* 100, 445-448
- [42] Li T., Shen J. Duffy MT (2001). Exposure rates of wrapped and unwrapped orbital implants following enucleation. *Ophthal Plast Reconstr Surg* 17 (6): 431-435
- [43] Luce, CM (1970): A short history of enucleation. *Int Ophthalmol Clin* 10:681–687
- [44] Mawn LA, Jordan DR, Gilberg S (1998). Scanning electron microscopic examination of porous orbital implants. *Can J Ophthalmol* 33 (4): 197-198
- [45] Meyer-Rüsenberg HW, Kasperski S, Althoff R (1983). Sklera-Silikon-Implantate der Orbita. *Fortschr Ophthalmol*; 79: 555-556
- [46] Muldashev ER, Muslimow SA, Nigmatullin RT (1999). Basis research conducted on alloplant biomaterials. *Eur J Ophthalmol* 9: 8-13

- [47] Mules PH Evisceration of the globe, with artificial vitreous. Ophthalmol Soc UK 1885; 5:200-06.
- [48] Norda AG, Meyer-Rüsenberg HW (1998). Hydroxylapatitplomben-implantation nach Eukleation – Erfahrungen in 112 Fällen. Spektrum Augenheilkd 12/3: 101-107
- [49] Norda, AG und Meyer-Rüsenberg, HW (2000). Langzeitresultate mit der Implantation von Hydroxylapatit als Bulbusersatz. Ophthalmologe 97: 91-99
- [50] Oestreicher, JH; Liu, und E, Berkowitz, M. Complications of Hydroxyapatite Orbital Implants. Ophthalmology 1997; 104:324-329
- [51] Osborn JF (1985) Implantatwerkstoff Hydroxylapatitkeramik. Quintessenz, Berlin
- [52] Pelletier CR, Jordan DR, Gilberg SM. Use of temporalis fascia for exposed hydroxyapatite orbital implants. Ophthal Plast Reconstr Surg 1998 May;14(3):198-203
- [53] Perry AC. Analysis of a "Counterfeit" Hydroxyapatite Ocular Implant. 1997
- [54] Perry, AC. Advances in Enucleation. Ophthal Plast Reconstructr Surg 1991;4: 173-182
- [55] Remulla HD, Rubin PA, Shore JW, Sutula FC, Townsend DJ, Woog JJ, Jahrling KV. Complications of porous spherical orbital implants. Ophthalmology 1995; 102(4): 586-593
- [56] Ruedemann, A.D. Plastic eye implant. Am J Ophthalmol 29: 947-52. 1946
- [57] Sarvananthan N, Liddicoat AJ, Fahy GT. Synthetic hydroxyapatite orbital implants: a clinical and MRI evaluation. Eye 1999; 13 (pt2): 205-208
- [58] Schmidt-Rimpler H (1889) Augenheilkunde und ophthalmoskopie. Wredens Sammlung kurzer medizinischer Lehrbücher, Bd X, S 128
- [59] Shields, CL und Shields, JA. Problems with the hydroxyapatite orbital implant: experience with 250 cases. Br J Ophthalmol 1994; 78 (9): 702-706
- [60] Smit, AJGM (1991) The postenucleation socket syndrome. Academisch proefschrift. Academisch Medisch Centrum, Universitat van Amsterdam, S. 21

- [61] Soll DB. The anophthalmic socket .Ophthalmol.1982;89; 407-23
- [62] Stone, W. Jr. Complications of evisceration and enucleation. pp 388-425.
In: Fasanella, R.M., ed. Complications in eye surgery. 2nd ed. Philadelphia:
WB Saunders, 1965.
- [63] Tenon, JR 1806, Memories sur l'anatomie, la pathologie et la chirurgie et
sur l'organe de la vue .Sur une nouvelle tunique de l'oeil. Paris
- [64] Thomas A. Klinische Verträglichkeit und Darstellung von
Hydroxylapatitimplantaten mittels 20-Mhz-Ultraschallsonde. Dissertation
2001; Medizinische Fakultät der Universität Witten-Herdecke
- [65] Tyers AG, Collin JRO. Orbital implants and post-enucleation socket
syndrome Trans Ophthalmol Soc UK 1982 102: 90-92
- [66] Vistness LM (1976) Mechanism of upper lid ptosis in the anophthalmic
orbit. Plast.Reconstruct. Surg. 58, 539-545

9 Anhang

(ABD – Abduktion, ADD – Adduktion, ELE – Elevation, DEP – Depression)

	ABD	ADD	ELE	DEP	Mittelwert	Gewebe- dicke	Fornix- tiefe	Unterschied mm
Pt.8	4,9	5,2	4,8	4,7	4,900	1,9	23	5
N	10,4	9,2	7,0	7,3	8,475		28	
Pt.11	4,2	4,0	3,9	4,1	4,050	2,0	19	6
N	9,1	8,8	6,8	6,9	7,900		24	
Pt.18	2,6	2,4	1,9	1,9	2,200	1,9	20	7
N	9,8	8,9	6,6	7,9	8,300		27	
Pt.19	6,4	6,3	5,7	5,5	5,975	1,8	18	7
N	10,2	9,2	7,0	7,1	8,375		25	
Pt.24	4,9	5,2	4,1	5,0	4,800	1,8	16	6
N	10,4	9,1	7,0	7,3	8,450		22	
Pt.30	6,6	6,2	5,8	5,9	6,125	1,6	20	6
N	9,3	9,0	6,8	6,8	7,975		26	
Pt.31	6,5	6,4	5,9	6,0	6,200	1,7	18	6
N	8,9	8,4	6,5	6,5	7,575		24	
Pt.32	3,3	3,6	3,0	2,8	3,175	1,9	15	9
N	10,1	9,0	6,9	7,3	8,325		24	
Pt.33	5,4	4,8	2,9	2,8	3,975	1,7	21	8
N	9,2	8,7	6,2	6,3	7,600		27	
Pt.46	5,2	5,3	4,8	4,6	4,975	1,6	14	9
N	8,2	7,3	4,4	5,0	6,225		23	
Pt.47	6,1	5,8	4,1	4,0	5,000	1,9	17	7
N	9,1	8,8	6,6	6,9	7,850		24	
Pt.48	3,9	3,8	2,7	2,7	3,275	1,9	16	9
N	8,2	7,4	4,6	5,3	6,375		25	
Pt.50	5,5	5,8	4,0	3,3	4,650	1,9	21	6
N	10,0	9,0	6,8	7,0	8,200		27	
Pt.51	5,8	5,9	4,2	3,9	4,950	1,7	13	10
N	9,9	8,9	6,7	7,0	8,125		23	
Pt.53	6,1	6,2	5,0	4,8	5,525	1,9	15	9
N	9,8	9,0	6,8	7,1	8,175		24	
Pt.54	5,7	5,9	4,0	3,2	4,700	1,9	16	6
N	9,4	8,8	6,7	7,0	7,975		22	
Pt.55	4,9	5,3	3,4	3,4	4,250	2,0	16	9
N	9,0	8,8	6,5	6,6	7,725		25	
Pt.56	5,5	5,7	3,9	3,8	4,725	1,6	19	7
N	9,5	8,7	6,7	6,9	7,950		26	
Pt.58	6,0	6,1	3,8	3,7	4,900	1,7	13	10
N	8,8	8,2	5,9	6,2	7,275		23	
Pt.66	5,4	5,8	4,2	3,9	4,825	1,9	13	12
N	9,8	9,3	6,9	6,1	8,025		25	

Tabelle 7:

Daten der Beweglichkeit in vier Richtungen, der Dicke der Gewebsschicht und Tiefe der beiden Fornices (Gruppe 1).

	ABD	ADD	ELE	DEP	Mittelwert	Gewebe- dicke	Fornix- tiefe	Unterschied mm
Pt.1	3,4	3,2	3,0	3,1	3,175	2,8	17	11
N	8,6	8,0	5,3	5,9	6,950		26	
Pt.3	4,1	3,9	3,4	3,8	3,800	2,4	14	11
N	10,2	9,0	6,8	6,9	8,225		25	
Pt.5	3,4	3,3	2,7	2,8	3,050	3,1	14	11
N	9,1	8,8	6,1	5,7	7,425		25	
Pt.7	3,1	2,9	2,6	3,1	2,925	2,9	13	10
N	8,4	8,1	5,4	5,8	6,925		23	
Pt.9	3,8	3,7	3,2	3,6	3,575	2,2	12	12
N	8,6	7,9	5,2	5,8	6,875		24	
Pt.10	3,7	3,3	2,8	2,9	3,175	2,3	14	12
N	8,9	8,6	6,1	6,9	7,625		26	
Pt.12	4,4	5,1	4,7	4,4	4,650	2,2	13	10
N	9,6	9,1	6,6	7,1	8,100		23	
Pt.14	3,0	2,9	2,2	2,9	2,750	3,1	15	10
N	7,9	7,3	4,7	5,0	6,225		25	
Pt.15	4,4	4,1	3,7	3,9	4,025	2,4	15	12
N	9,0	8,9	6,4	7,2	7,875		27	
Pt.16	3,6	3,3	3,1	3,2	3,300	2,2	10	12
N	8,6	8,2	5,5	6,0	7,075		22	
Pt.17	2,8	2,6	2,0	2,2	2,400	3,1	13	11
N	8,2	8,0	5,8	6,0	7,000		22	
Pt.66	5,4	5,8	4,2	3,9	4,825	2,4	16	9
N	9,8	9,3	6,9	6,1	8,025		25	
Pt.20	5,9	6,1	5,5	5,1	5,650	3,1	16	13
N	9,4	8,8	6,6	7,1	7,975		23	
Pt.21	3,6	3,3	3,0	2,4	3,075	3	12	12
N	9,2	9,0	6,7	7,0	7,975		24	
Pt.22	1,5	1,3	0,0	0,6	0,850	2,5	14	11
N	9,1	8,7	6,7	7,1	7,900		25	
Pt.23	4,5	4,4	4,2	3,8	4,225	2,2	16	11
N	8,8	7,9	4,9	6,0	6,900		25	
Pt.25	3,0	2,8	2,2	2,1	2,525	2,7	13	9
N	7,2	7,0	4,3	5,0	5,875		22	
Pt.26	4,1	4,1	3,4	3,3	3,725	2,8	13	11
N	9,1	8,9	6,7	7,0	7,925		24	
Pt.27	2,6	2,4	1,9	1,7	2,150	2,1	12	10
N	9,2	8,7	6,7	7,1	7,925		22	
Pt.34	2,7	3,1	3,0	2,9	2,925	3,5	14	12
N	7,9	8,2	4,8	5,2	6,525		22	

Tabelle 8:

Daten der Beweglichkeit in vier Richtungen, der Dicke der Gewebeschicht und Tiefe der beiden Fornices (Gruppe 2).

	ABD	ADD	ELE	DEP	Mittelwert	Gewebe- dicke	Fornix- tiefe	Unterschied mm
Pt.40	3,0	3,1	2,3	2,4	2,700	3,5	15	10
N	8,1	8,4	6,2	6,3	7,250		25	
Pt.41	3,4	3,6	3,4	2,9	3,325	3,5	12	13
N	9,2	8,8	6,8	7,0	7,950		25	
Pt.42	2,9	2,9	2,2	2,1	2,525	3,4	10	12
N	8,1	8,4	4,3	6,5	6,825		22	
Pt.43	2,9	3,1	2,4	2,2	2,650	3,2	18	11
N	9,0	9,2	6,7	6,8	7,925		27	
Pt.43	2,9	3,1	2,4	2,2	2,650	2,8	16	11
N	9,0	9,2	6,7	6,8	7,925		25	
Pt.59	3,2	3,3	2,2	2,8	2,875	2,7	14	10
N	8,9	8,5	6,6	6,7	7,675		24	
Pt.60	3,0	3,6	2,4	2,1	2,775	2,9	18	7
N	9,2	8,9	6,2	6,0	7,575		25	
Pt.61	3,7	3,9	2,9	2,4	3,225	2,7	16	7
N	9,1	8,8	6,9	6,5	7,825		23	
Pt.62	4,4	4,1	3,9	3,7	4,025	2,9	15	9
N	10,1	9,1	6,8	6,6	8,150		24	
Pt.63	5,1	5,4	3,3	3,1	4,225	2,7	10	12
N	9,1	8,7	6,9	6,7	7,850		22	
Pt.64	2,9	2,2	1,1	1,2	1,850	2,5	15	10
N	9,9	9,2	6,9	6,0	8,000		25	
Pt.65	5,4	5,7	3,9	3,2	4,550	2,9	14	10
N	9,9	9,4	7,0	6,2	8,125		24	

Tabelle 10:

Fortsetzung

	ABD	ADD	ELE	DEP	Mittelwert	Gewebe- dicke	Fornix- tiefe	Unterschied mm
Pt.2	2,9	2,9	2,7	2,6	2,775	3,9	12	14
N	9,2	8,9	6	6,9	7,750		26	
Pt.4	3	2,6	2,3	3	2,725	3,8	12	13
N	8,7	8,1	5,6	6,2	7,150		25	
Pt.6	2,7	1,6	1,1	1,7	1,775	4,4	12	16
N	8,4	7,9	5,2	5,7	6,800		28	
Pt.13	2,9	2,6	1,7	1,9	2,275	4,2	11	18
N	9,1	9,3	6,4	6,7	7,875		29	
Pt.28	3,7	3,9	4	4	3,900	3,6	14	11
N	9,2	9,4	6,7	6,9	8,050		25	
Pt.29	1,5	2,3	0	0,6	1,100	3,8	11	13
N	7	7,2	4,3	4,9	5,850		24	
Pt.35	2,2	1,9	1,8	2	1,975	3,7	10	15
N	7,6	8	5,1	5,3	6,500		25	
Pt.36.	3,4	3,6	3,1	3,1	3,300	3,6	9	16
N	10,4	9	6,8	6,9	8,275		25	
Pt.37	2,8	2,9	2,6	2	2,575	3,9	15	11
N	9,8	9	6,8	6,8	8,100		22	
Pt.38	3,3	3,1	3	2,9	3,075	3,7	11	15
N	9,2	8,8	6,6	6,8	7,850		26	
Pt.39	1,9	2	1,4	1,6	1,725	3,8	14	9
N	7,6	7	4,4	4,6	5,900		23	
Pt.43.	2,9	2,9	2,2	2,1	2,525	3,8	9	16
N	8,1	8,4	4,3	6,5	6,825		25	
Pt.44	2,9	3,1	2,4	2,2	2,650	3,9	12	15
N	9	9,2	6,7	6,8	7,925		27	
Pt.45	2,5	2,6	2,1	2,1	2,325	3,6	11	13
N	9,2	8,9	6,6	6,8	7,875		24	

Tabelle 9:

Daten der Beweglichkeit in vier Richtungen, der Dicke der Gewebeschicht und Tiefe der beiden Fornices (Gruppe 3).

Vergleich der Beweglichkeit der Prothese und gesunder Seite (Gruppe 1)

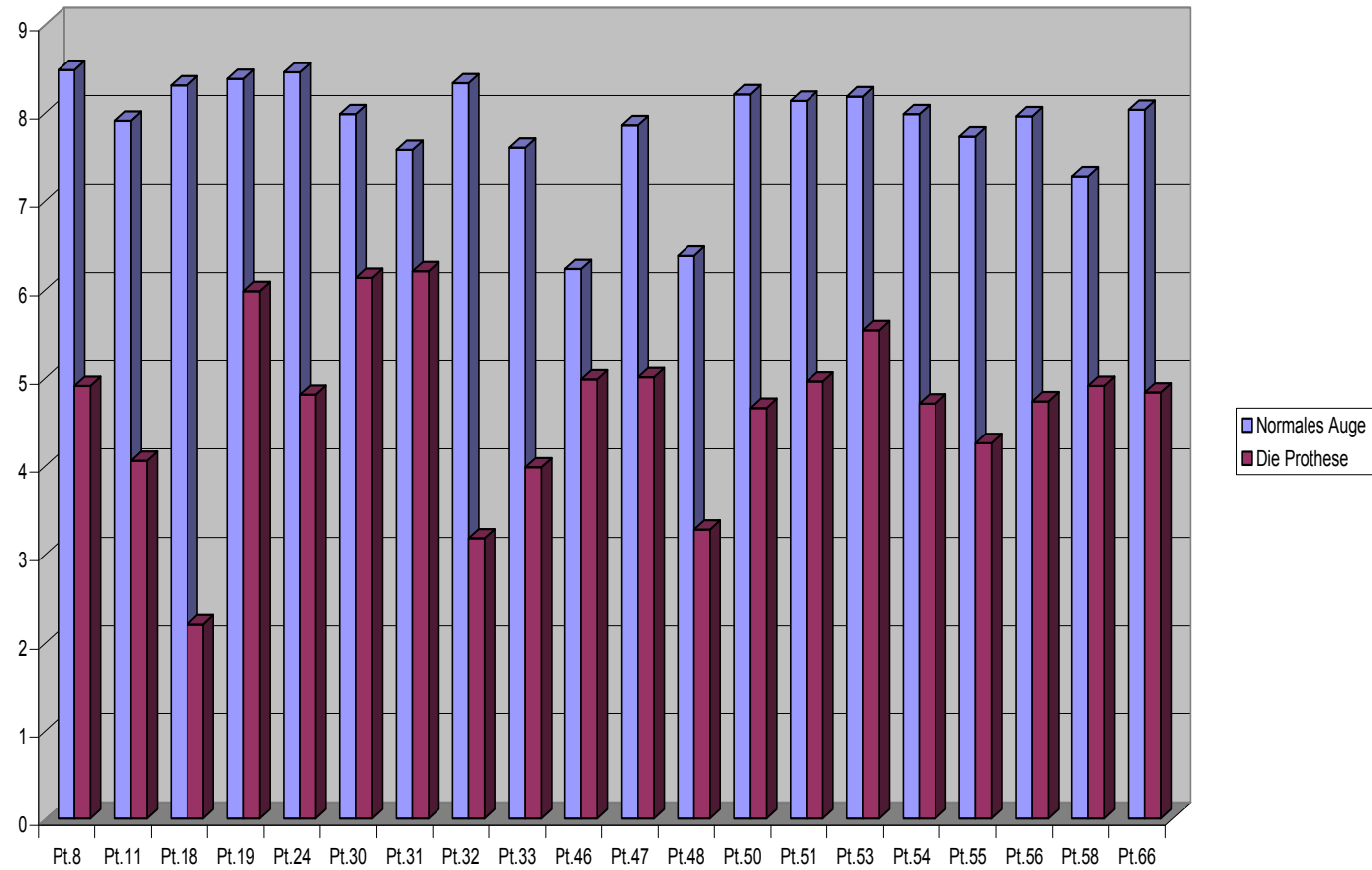


Abbildung 13

Vergleich der Beweglichkeit der Prothese und gesunder Seite (Gruppe 2)

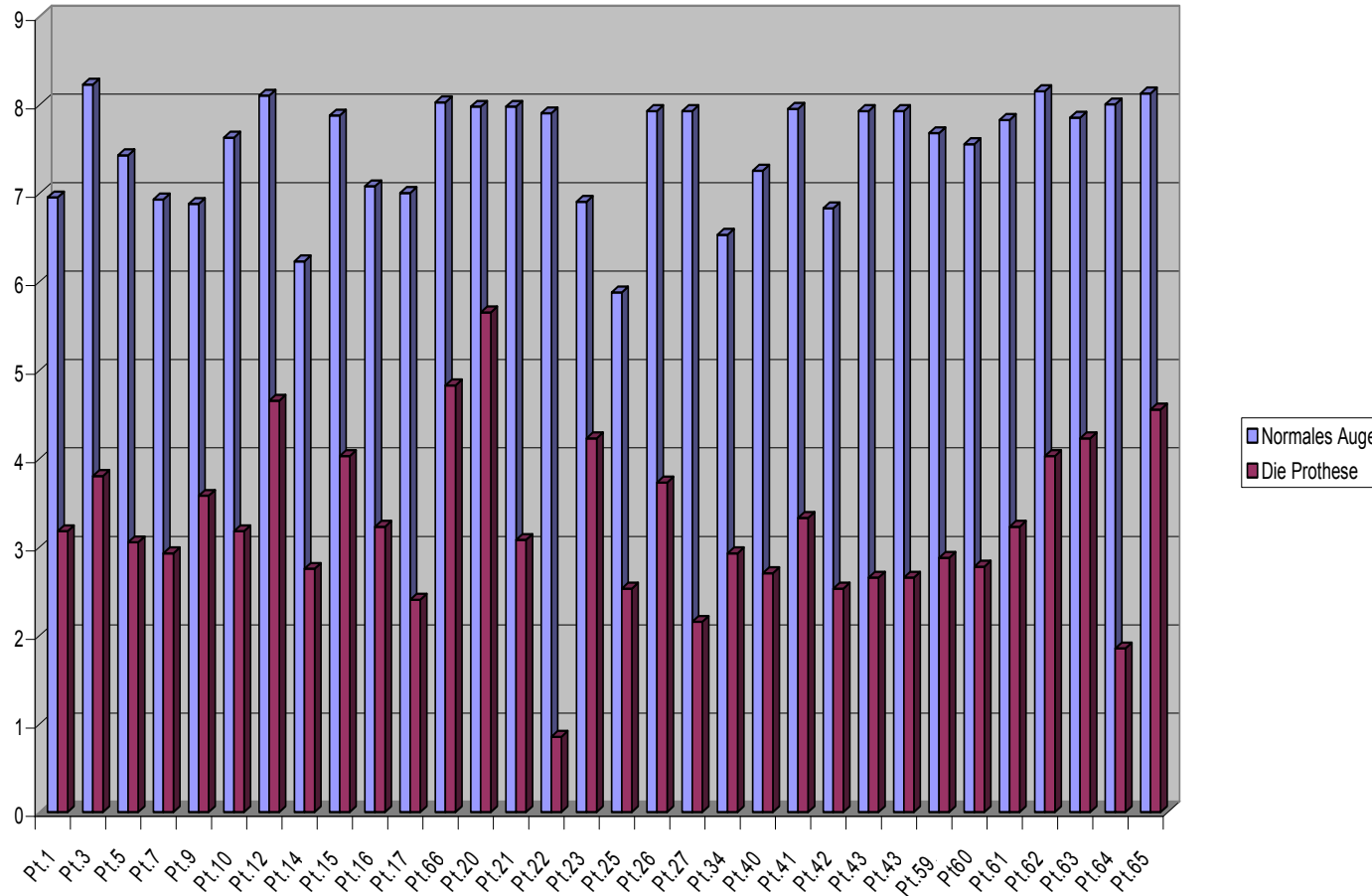


Abbildung 14

Vergleich der Beweglichkeit der Prothese und gesunder Seite (Gruppe 3)

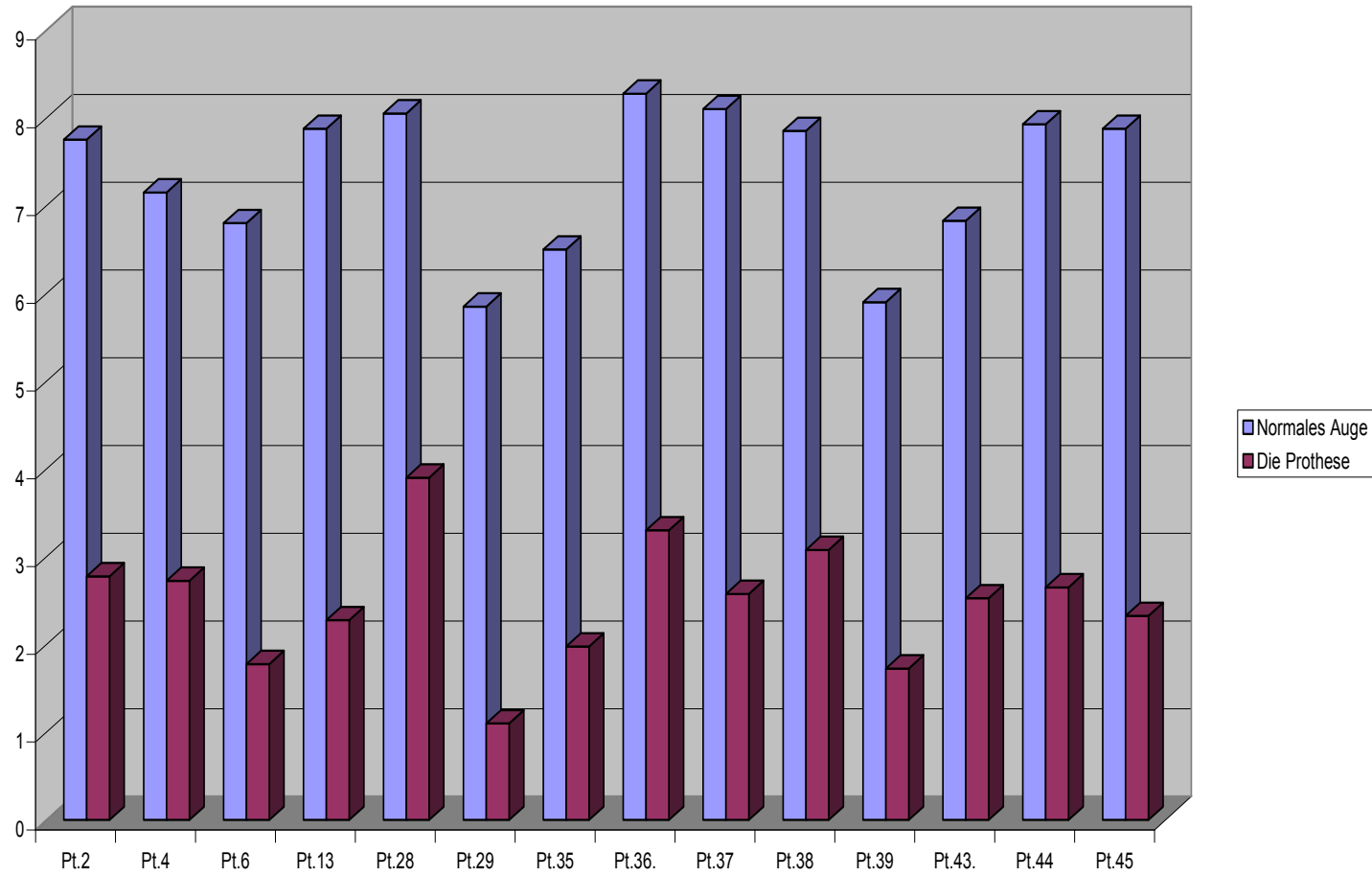


Abbildung 15

Vergleich der Gewebedicke und Tiefe des Fornixes (Gruppe 1)

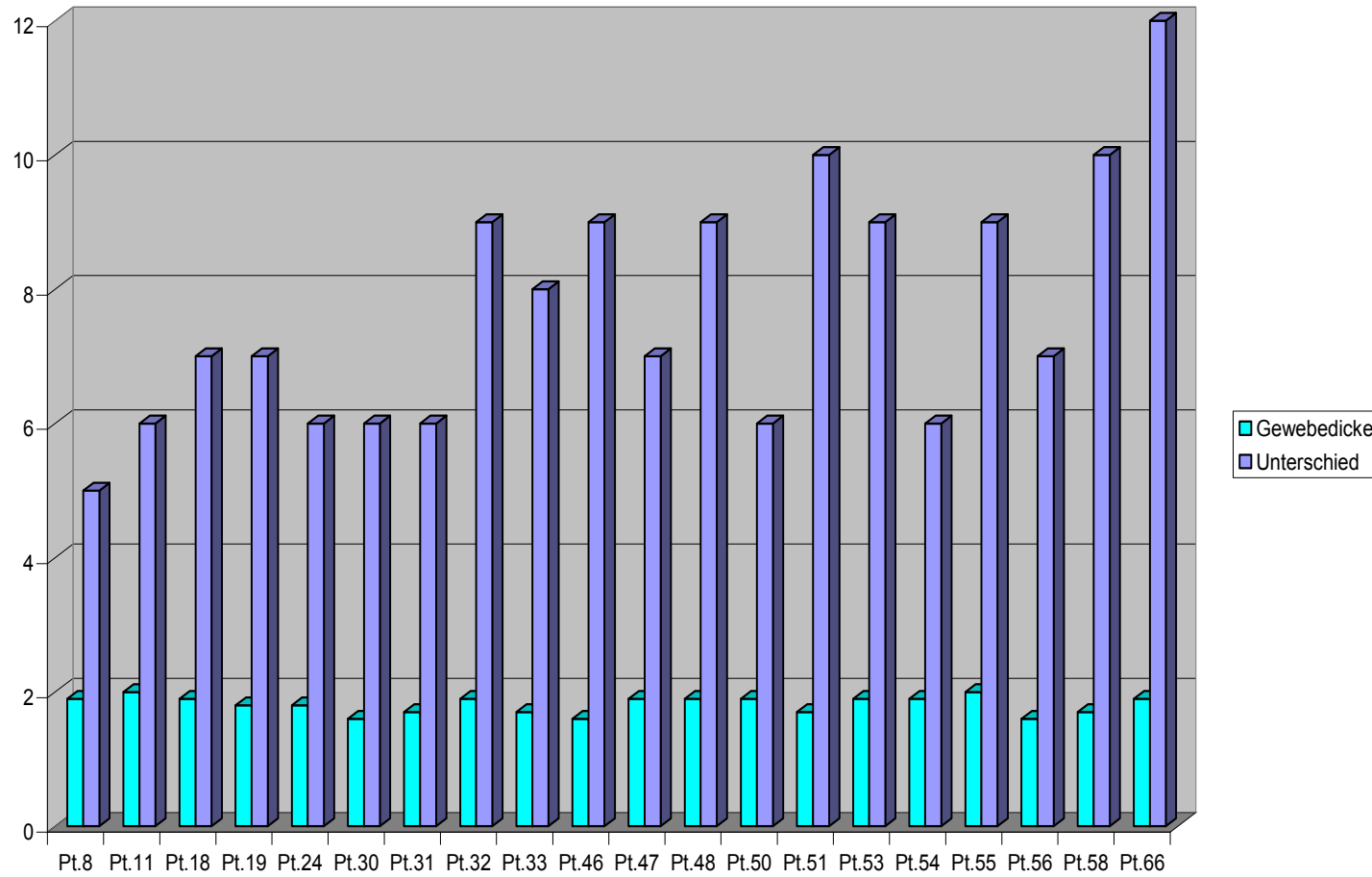


Abbildung 16

Vergleich der Gewebedicke und Tiefe des Fornixes (Gruppe 2)

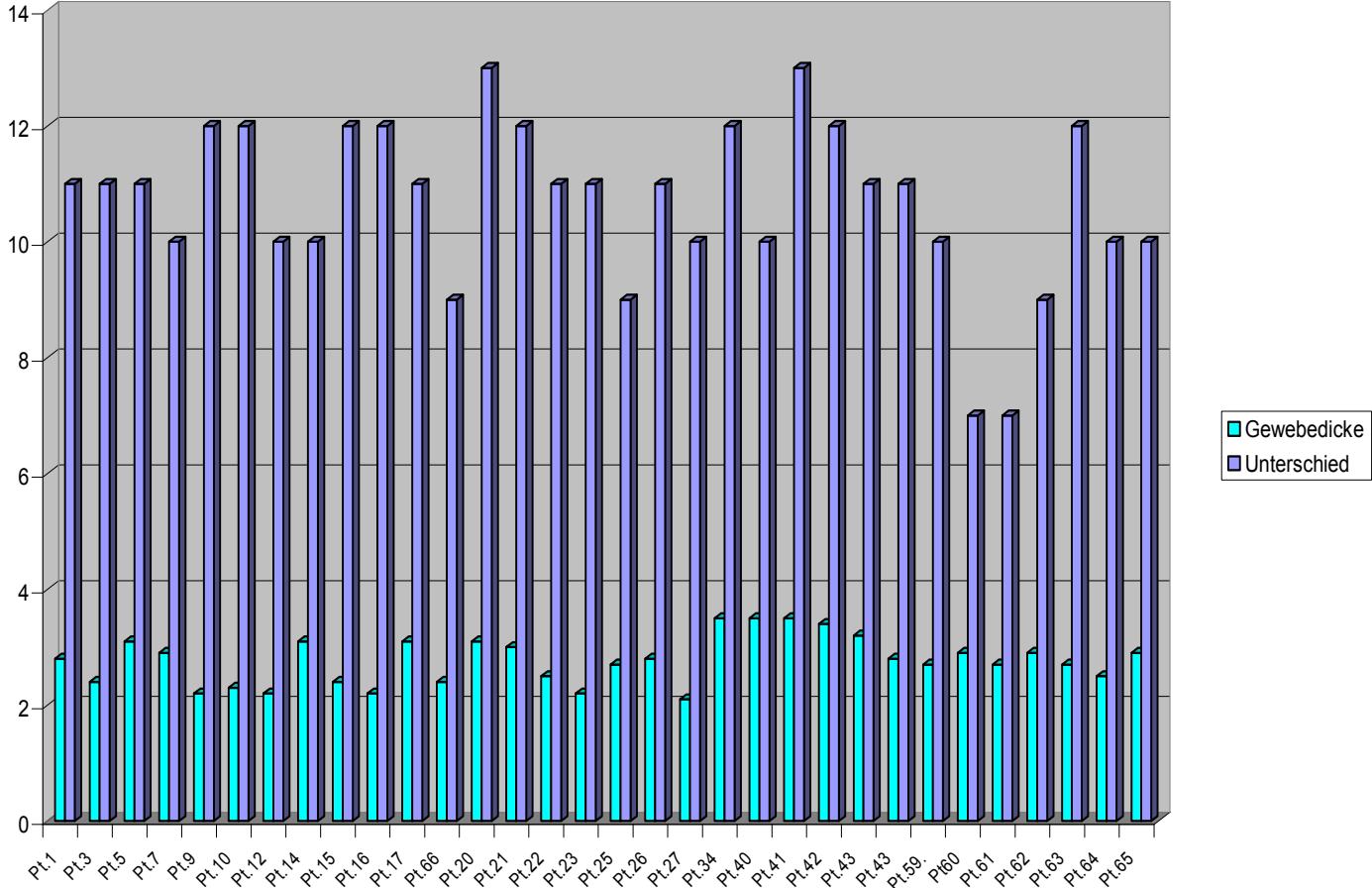


Abbildung 17

Vergleich der Gewebedicke und Tiefe des Fornixes (Gruppe 3)

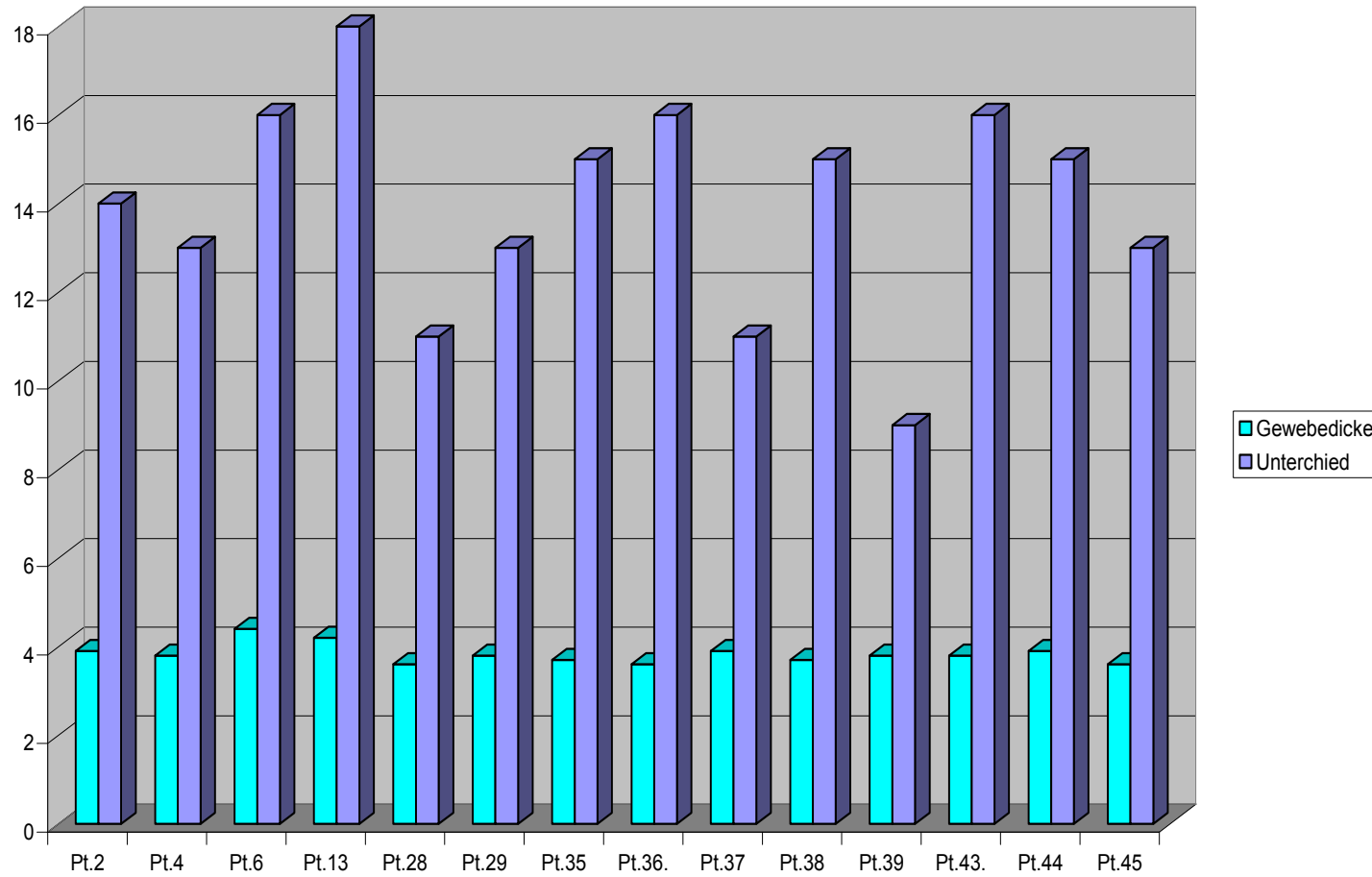


Abbildung 18

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Klett
Vorname: Artur
Geburtsdatum: 04. September 1962
Geburtsort: Kazahstan
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder
Anschrift: Valdeku 82, Tallinn 11211
Estland

Schulbildung

1969-1979 Mittelschule Mustwee
1980-1982 Militärdienst, Rote Armee

Studium

1983-1989 Medizin, Medizinische Fakultät,
Universität Tartu (Dorpat)

Berufliche Weiterbildung

1989-1990 Facharztausbildung, Augenklinik Tallinn
1990 Ophthalmo-Onkologie (Hamburg, Prof. Guthoff)
1995 Oculoplastische und onkologische Chirurgie
Helsinki Universität (Prof. Tarkkanen)
2005 Orbita Chirurgie, Utrecht Universität (Prof. Mourits)
2007 Fertigstellung der Promotion

Publikationen

1. Deckung von Orbitaimplantaten mit muskelgestielter autologer Sklera, eine mikrochirurgische Modifikation zur Verbesserung der Prothesenmotilität.
Ophthalmologe 100, 2003 445-448 (A. Klett, R. Guthoff)
2. Wie lässt sich die Prothesenmotilität verbessern? Der Einfluss von Fornixtiefe und Gewebedicke vor einem Hydroxylapatitsilikon-Implantat bei 66 Patienten.
Ophthalmologe 100, 2003 449-452 (A. Klett, R. Guthoff)
3. Methods to Improve Prosthesis Motility in Enucleation surgery Without Pegging and With Emphasis on Muscle Pedunculated Flaps.
Essentials in ophthalmology,2006 223-235 (R. Guthoff, M. Schittkowski, A. Klett)

Thesen

1. Ein Orbitaimplantat ist eine Möglichkeit, die äußere Erscheinung der prothetisch versorgten Seite dem verbliebenen Auge auch hinsichtlich seiner Beweglichkeit anzugleichen.
2. Mit der Einführung von Implantaten aus porösen Hydroxylapatit war ein zufrieden stellender orbitaler Volumenersatz gefunden. Dennoch sind bis heute Patienten, Augenchirurgen und Augenkünstler trotz gutem Volumenersatzes mit der Bewegungsübertragung auf das Kunstauge nicht ganz zufrieden.
3. Mit dem hier ausgewerteten Patientengut von 66 Patienten im Alter von 22 bis 76 Jahren ist eine statistisch abgesicherte Untersuchung der Einflussfaktoren der Prothesenmotilität möglich.
4. Die Untersuchung der Frage, wie die Dicke der sonographisch ermittelten Bindehaut/Tenon-Gewebesicht mit der postoperativen Ausdehnung der oberen und unteren Fornix-Konjunctivae korreliert und welchen Einfluss diese Daten auf die postoperative Prothesenmotilität haben, ist mit den hier angegebenen Mitteln und Methoden möglich.
5. Die Messungen der Beweglichkeit des Implantates basierten auf der computerunterstützten Erfassung der Bulbusbewegungsstrecken und der Implantatbewegungsstrecken auf der Grundlage digitaler Porträtaufnahmen in vier unterschiedlichen Blickrichtungen (Abbildung 4).
6. Zur Auswertung der Prothesenbeweglichkeit können mit einer Digitalkamera (Sony-Mavica) bei gleichbleibendem Abbildungsmaßstab Porträtaufnahmen in Primärposition und in vier primären Blickrichtungen angefertigt werden.

7. Mit der transpalpebralen Schnittbildechographie zur Darstellung der das Orbita-Implantat bedeckenden Gewebeschicht ist die Vermessung der Dicke der implantatbedeckenden Gewebeschicht möglich (Abbildung 5).
8. Die beiden Fornix-Tiefen der betroffenen Seite und am Partnerauge können nach der Tropf-Betäubung mit Alcain 0,5% mit Hilfe von kunststoffbeschichteten Papierstreifen mit Millimereinteilung zuverlässig ermittelt werden (Abbildung 6, 7).
9. Eine Unterteilung entsprechend des Mittelwertes der Beweglichkeit des Implantates in vier verschiedenen Blickrichtungen wurden die 66 untersuchten Patienten in drei Gruppen ist sinnvoll (Abbildung 7, 8 und 9).
10. Anhand der Messungen konnte eine Korrelation zwischen der Bindehaut/Tenon-Gewebedicke und Verkürzung des Fornix nachgewiesen werden (Tabelle 4).
11. Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass die das Implantat bedeckende Bindehaut/Tenon-Gewebeschicht und die damit in Zusammenhang stehende Verkürzung der Tiefe der beiden Umschlagsfalten sowie die Position des Implantates in der Orbita eine wesentliche Rolle bei der postoperativen Prothesenmotilität spielen.
12. Vergleichende Untersuchungen mit digitaler Kamera der Prothesen-Motilität ohne und mit Kunstaugen in vier Blickrichtungen ermöglichen eine Analyse der optimalen Mitnehmerfunktion des eingesetzten Implantats für das Kunstauge auch im Rahmen des während der Orbita-Implantation gebildeten Dicke der Bindehaut-Tenon Gewebes.
13. Mit dieser Arbeit konnte eine Korrelation zwischen der Prothesenmotilität und der gebildeten Bindehaut/Tenon-Gewebedicke sowie der Ausdehnung (Tiefe) der beiden Bindehautumschlagfalten (Fornices) nachgewiesen werden.

Selbständigkeitserklärung

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die eingereichte Dissertation selbständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Tallinn, 2007

Danksagung

Mein Dank für die Überlassung des Promotionsthemas und die Unterstützung bei der Erarbeitung meiner Dissertation sowie für die wissenschaftliche Beratung geht in erster Linie an Herrn Prof. Dr. R.Guthoff.

Ferner danke ich meiner Frau und meinen Kindern.

Schließlich danke ich meinem Kollegen und Freund, Herrn Dr.Toomas Sepp, für das geduldige Korrekturlesen.