

## 4 Konstruktive Adaption von Sensorik am Sinnesorgan Auge

Das essentiellste aller Wahrnehmungsorgane intelligenter Kreaturen ist das Auge. Der darauf basierende Gesichtssinn besitzt die höchste Informationserfassungskapazität (ca.  $3 \cdot 10^6 \text{ bit/s}$ ) aller bekannten Sinne des Menschen [SAU-85]. Neben der räumlichen Orientierung und der Erkennung von Gefahren und Situationen ermöglicht das Auge durch die Wahrnehmung von Farben, Formen und Bewegungen erst einen Großteil aller Arten der Kommunikation. Insbesondere in der modernen Kommunikationsgesellschaft stützen sich in erster Hinsicht die meisten Verfahren auf die Schrift und das Bild als Informationsvermittler und erst auf den weiteren Plätzen folgen Sprache, Klänge und Gerüche.

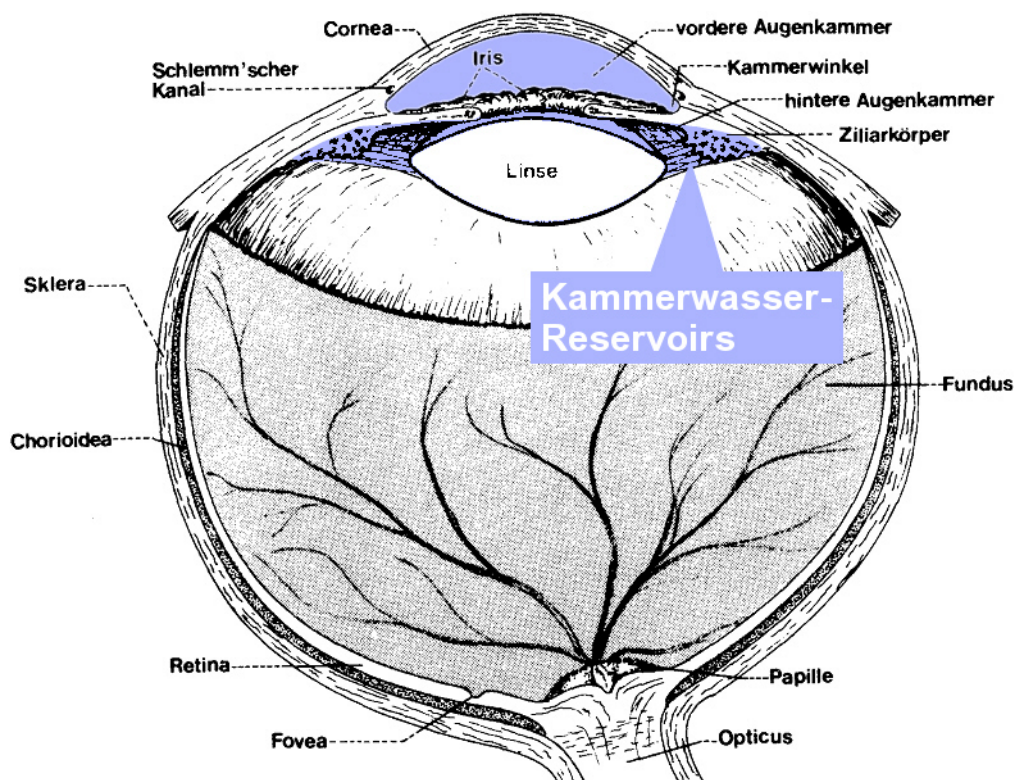
Größere Beeinträchtigungen oder gar der Verlust des Augenlichtes sind nur bedingt durch die Verlagerung des Informationsaustauschs auf andere Kommunikationskanäle (z. B. Nutzung des *taktilen Kanals* bei der Braille-Schrift oder Verwendung des *akustischen Kanals* beim sogenannten Schreibtelefon [VIG-89]) kompensierbar. Entsprechend groß ist das medizinische Interesse an der Erhaltung der Sehfähigkeit des Menschen. Zu den häufigsten Ursachen, die final zum Erblinden führen, gehören die sogenannten *Glaukomerkrankungen*, also Erkrankungen, die durch Anomalien des Augeninnendrucks hervorgerufen werden. Die medizinische Diagnostik zur Überwachung des Augeninnendrucks wird als *Tonometrie* bezeichnet. Geräte zur Durchführung der Druckmessung am Auge, sogenannte *Tonometer*, sind marktgängig und werden heute in vielfältigen Ausführungen und Varianten angeboten. Neu ist eine Gerätevariante, bei der die Messung vom Patienten an sich selbst durchgeführt werden kann, das *Selbsttonometer*.

### 4.1 Funktionsgestalt und funktionsbeeinflussende Faktoren des Auges als primärem Kognitionsorgan

#### 4.1.1 Aufbau und Wirkungsweise des Auges

Die visuelle Wahrnehmung des Menschen ist das Ergebnis der Wechselwirkung sensori-

scher und motorischer Leistungen des Auges und des Zentralnervensystems [SCH-97]. Das Auge selbst, als "Kernbaugruppe" des Gesichtssinns, enthält aus technisch funktionaler Sicht alle für die Bildprojektion (Kornea, Linse, Kammerwasser, Tränenfilm), Abbildungssteuerung (Ziliarmuskel), Lichtintensitätsbeeinflussung (Iris) sowie die photochemische und photoelektrische Wandlung (Netzhaut, Sehnerv) erforderlichen "Komponenten" (Zuordnung siehe Bild 4.1).



**Bild 4.1:** Schematischer Horizontalschnitt durch das Auge mit Iris und Kammerwasser-Reservoirs

Die mechanische Formgestalt des Auges wird in ihrem der Netzhaut zugewandten Teil überwiegend durch den Glaskörper, im Bereich zwischen Hornhaut und Linse überwiegend durch den Druck des Kammerwassers in den Reservoirs der vorderen und hinteren Augenkammer aufrechterhalten. Für die Formkonstanz und damit für die Sicherstellung einer korrekten optischen Abbildung auf die Netzhaut ist ein Kammerwasserdruck von mindestens  $8 \text{ mmHg} \leq p_{i \text{ min}} \leq 10 \text{ mmHg}$  – die im medizinischen Umfeld gebräuchliche Druckeinheit  $\text{mmHg}$  lässt sich gemäß der Beziehung  $1 \text{ mmHg} \hat{=} 1,3 \text{ hPa}$  in SI-Einheiten umrechnen – erforderlich [DRA-93]. Bei Drücken unterhalb dieser Schwelle kommt es

zu Hornhautdeformitäten mit in der Folge erheblichen Beeinträchtigungen der optischen Abbildung.

Die Kammerwasserreservoirs des Auges bilden kein geschlossenes System. Der Momentanwert des Flüssigkeitsdrucks ergibt sich als Gleichgewicht zwischen Zulauf, Ausgleich zwischen vorderer und hinterer Augenkammer und Abfluss. Ist das Gleichgewicht zwischen Zulauf- und Abflussmenge gestört und verschieben sich die Druckwerte zu weit höheren oder weit niedrigeren Werten, so kommt es zu – im allgemeinen irreversiblen – Schädigungen des Auges.

#### 4.1.2 Physiologie des Kammerwasserflusses und Druckprofile

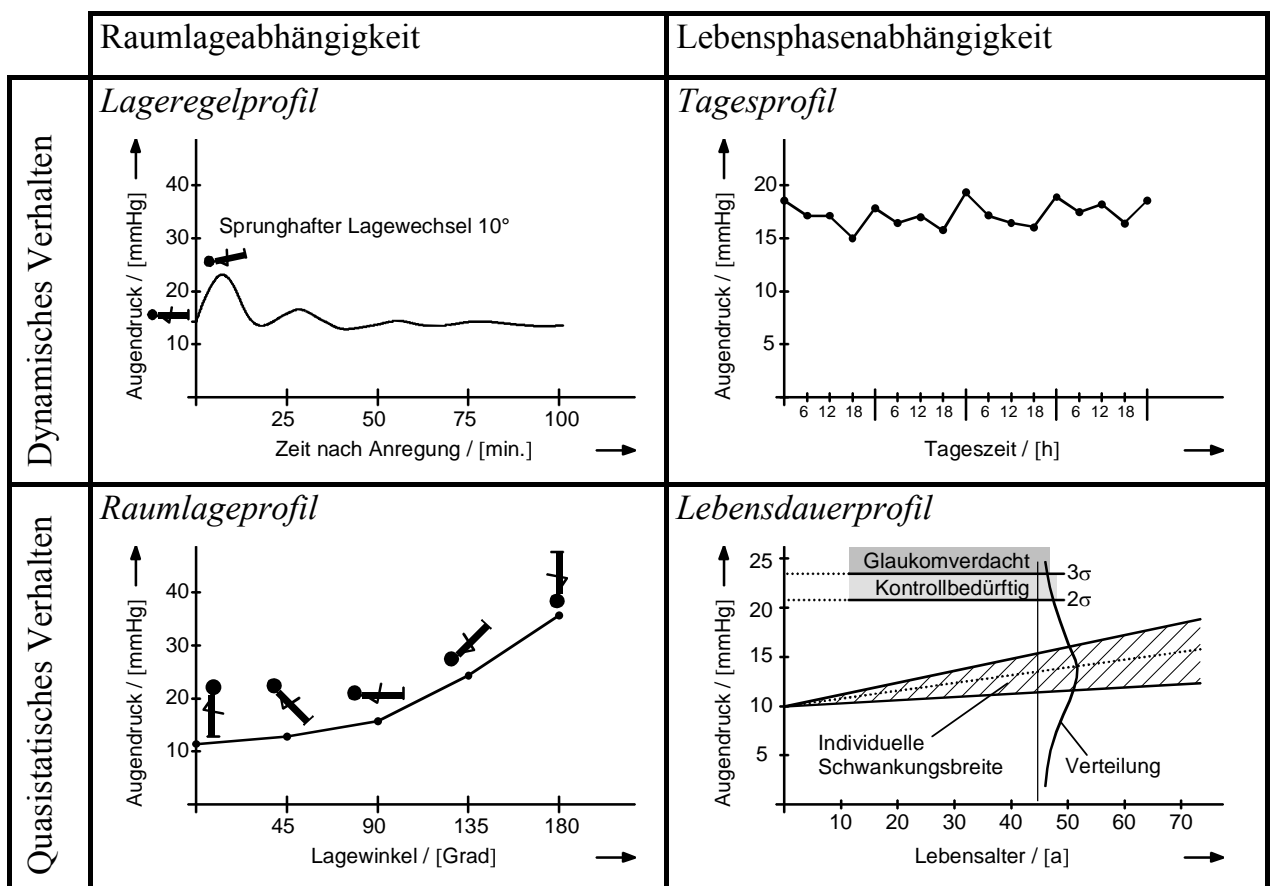
Kammerwasser entstammt durch Sekretion (Absonderung) und Filtration aus dem Epithel (mehrschichtiges Deckgewebe) der Ziliarkörper (Muskel- und Drüsengewebe) im Bereich der hinteren Augenkammer. Es enthält Elektrolyte, Proteine, Zucker, Enzyme, Hyaluronsäure und Ascorbinsäure und ist seiner Konsistenz nach eine wässrige, farblose Flüssigkeit die Linse und Hornhaut nährt [PSC-98]. Im physiologischen Fall beträgt der Volumensstrom des Kammerwassers  $\dot{V} \approx 2 \mu\text{l} / \text{min}$ . Der Abfluss erfolgt von der hinteren über die vordere Augenkammer und von dort durch das Trabekelwerk (Porensystem im Kammerwinkel) und den sogenannten Schlemm'schen Kanal (siehe Bild 4.1) in das venöse Blutsystem.

Zur Aufrechterhaltung eines näherungsweise konstanten Augeninnendrucks müssen Zufluss und Abfluss des Kammerwassers im zeitlichen Mittel gleich sein. Die Höhe des daraus resultierenden Druckniveaus im Auge muss im physiologischen Fall wie der Druck in den Netzhautgefäßen zwischen dem arteriellen und venösen Blutdruckwerten des Körperkreislaufs liegen. Darüber hinaus ist eine geregelte und ausreichende Versorgung der Netzhaut mit Sauerstoff aus dem Blut nur gewährleistet, wenn die Druckdifferenz zwischen dem Druck in den Netzhautgefäßen und dem Augeninnendruck im Kammerwasser, der sogenannte *Perfusionsdruck*, klein und dem Vorzeichen nach positiv ist. Übersteigt der Augeninnendruck den Gefäßdruck, wird also der Perfusionsdruck negativ, dann führt dies zu einer Drosselung des Blutstroms und damit zur Minderversorgung der

nervösen Strukturen, in deren Folge Teile der Netzhaut geschädigt werden oder gar absterben.

Seit Mitte der fünfziger Jahre ist insbesondere durch umfangreiche Arbeiten von Goldmann und Schmidt [GOL-57] bekannt, dass ein Augeninnendruck bis zu einer Grenze von etwa  $p_{n,max} \approx 21 \text{ mmHg}$  über längere Zeitdauer als "normal" betrachtet werden kann. Darüber hinausgehende Druckwerte gelten zumindest als kontrollbedürftig im Sinne eines Glaukomverdachts. Ab einem mittleren Innendruck von  $p_{G,Grenz} \approx 26 \text{ mmHg}$  muss mit großer Wahrscheinlichkeit von einer Glaukom-Erkrankung ausgegangen werden. In Tabelle 4.1 sind wesentliche statische und dynamische Aspekte des Augendrucks in Bezug auf verschiedene Zustandsparameter graphisch veranschaulicht.

**Tabelle 4.1:** Typische Verläufe des Augeninnendrucks in Abhängigkeit verschiedener Zustandsparameter in Anlehnung an Angaben aus [DRA-93] und [DRE-00]



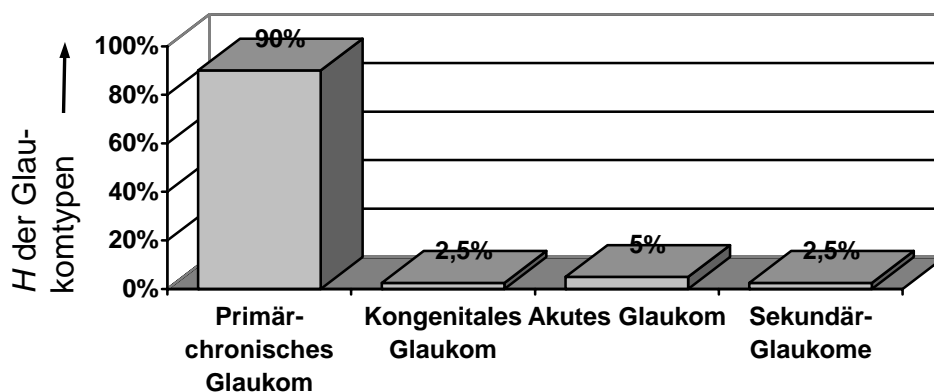
So ist erkennbar, dass erhebliche Druckschwankungen sowohl lagebedingt als auch im tageszeitlichen Rhythmus zu verzeichnen sind. Auch spielt es eine Rolle, ob vor einer

Druckbestimmung eine ausreichende Ruhephase (einige Minuten) zum Abklingen des Lageregelverhaltens im Drucksystem eingehalten wurde.

Altersbedingt ist im statistischen Mittel ein stetiger Anstieg des Druckmittelwertes und eine Vergrößerung der Streubreite auch bei gesunden Patienten feststellbar.

### 4.1.3 Augeninnendruckbestimmte Erkrankungen des Auges

Der Begriff *Glaukom* (griechisch *Glaukos* für grau-blau, hell schimmernd) entstammt der Beobachtung des dumpfen Schimmers aus unterschiedlichen Gründen erblindeter Augen in der Frühzeit medizinischer Aufzeichnungen. Heute steht Glaukom als Oberbegriff für unterschiedliche Augenerkrankungen, deren gemeinsames Kennzeichen ein für die ausreichende Durchblutung des Sehnervkopfes in der Regel zu hoher Augeninnendruck ist. Es werden *primäre* und *sekundäre Glaukomformen* unterschieden, je nachdem, ob die primär auslösende Krankheitsursache der erhöhte Innendruck unmittelbar selbst ist (primäres chronisches Offenwinkelglaukom, primäres Winkelblock- oder Engwinkelglaukom beziehungsweise akuter Glaukomanfall und angeborenes oder Kongenitales Glaukom), oder ob andere Grunderkrankung des Auges mittelbar Einfluss auf den Innendruck haben und somit das Krankheitsbild Glaukom verursachen. Dem primär-chronischen Glaukom kommt dabei nicht nur wegen seines statistisch gesehen überwiegenden Anteils an der Gesamtheit aller Glaukomarten (siehe Bild 4.2) eine zentrale Bedeutung in der



**Bild 4.2:** Relative Häufigkeit  $H$  der verschiedenen Glaukomtypen bezogen auf die Gesamtzahl aller Glaukomerkrankungen nach [BRO-01],

Prävention zu, sondern insbesondere auch wegen der in Tabelle 4.2 aufgeführten, im Gegensatz zu anderen Glaukomarten vergleichsweise langen chronischen Verlaufsform von 10 bis 15 Jahren bei gleichzeitig fehlenden subjektiven Symptomen. Merkliche Gesichtsfeldeinschränkungen werden erst in der Endphase der Erkrankung (grüner Star) erreicht.

**Tabelle 4.2:** Differenzierung der Krankheitsbilder von Glaukomerkrankungen

	<b>Personen- gruppe</b>	<b>Übliche Ursachen</b>	<b>Krankheitsverlauf (grob schematisch)</b>
<i>Primär-chronisches Glaukom</i>	Vorwiegend erwachsene Männer über 40 Jahren	Allmähliche Erhöhung des Abflusswiderstandes im Kammerwinkel.  Fließquerschnitt des wabenförmigen Trabekelwerks wird durch sogenannte Fibrosierung (Verdickung der Trabekellamellen) und Plaques-Bildung verringert.	Schleichend progressiv; jahrelang ohne eindeutige subjektive Symptome.  Funktionelle Schäden in der Regel erst nach ca. 10 – 15 Jahren feststellbar.
<i>Kongenitales Glaukom</i>	Fast ausschließlich Kinder (überwiegend Jungen < 6 Jahre)	Angeborene Erhöhung des Abflusswiderstandes im Kammerwinkel.  Abgelagerte Fibrillen (zellophanartige Membran) überziehen den Kammerwinkel von der Iris bis zur Sklera und verdecken die Abflusswege.	Schneller Krankheitsverlauf mit in der Folge bleibenden Formveränderungen des Auges.  Auffälligstes Symptom ist meist drastische Vergrößerung der Hornhaut.
<i>Akutes Glaukom</i>	Jede Altersgruppe, fast ausschließlich Personen mit Kurzbau des Auges	Mechanische Verlegung der Abflusswege.  Überproportionale Abflachung der vorderen Augenkammer infolge einer Verkürzung der Achslänge des Auges, meist ausgelöst durch Pupillenerweiterung.	Abrupter Druckanstieg in Minutenschnelle.  Als Symptome treten subjektive Beschwerden wie Erbrechen und dumpfer Kopfschmerz auf.
<i>Sekundär-Glaukome</i>	Jede Altersgruppe	Unspezifische Störung des Kammerwasserflusses.  Andere Erkrankungen des Augapfels wie Entzündungen und Tumore oder medikamentöse Nebenwirkungen beeinflussen Kammerwasserfluss.	Abhängig von den auslösenden primären Ursachen, meist komplex.

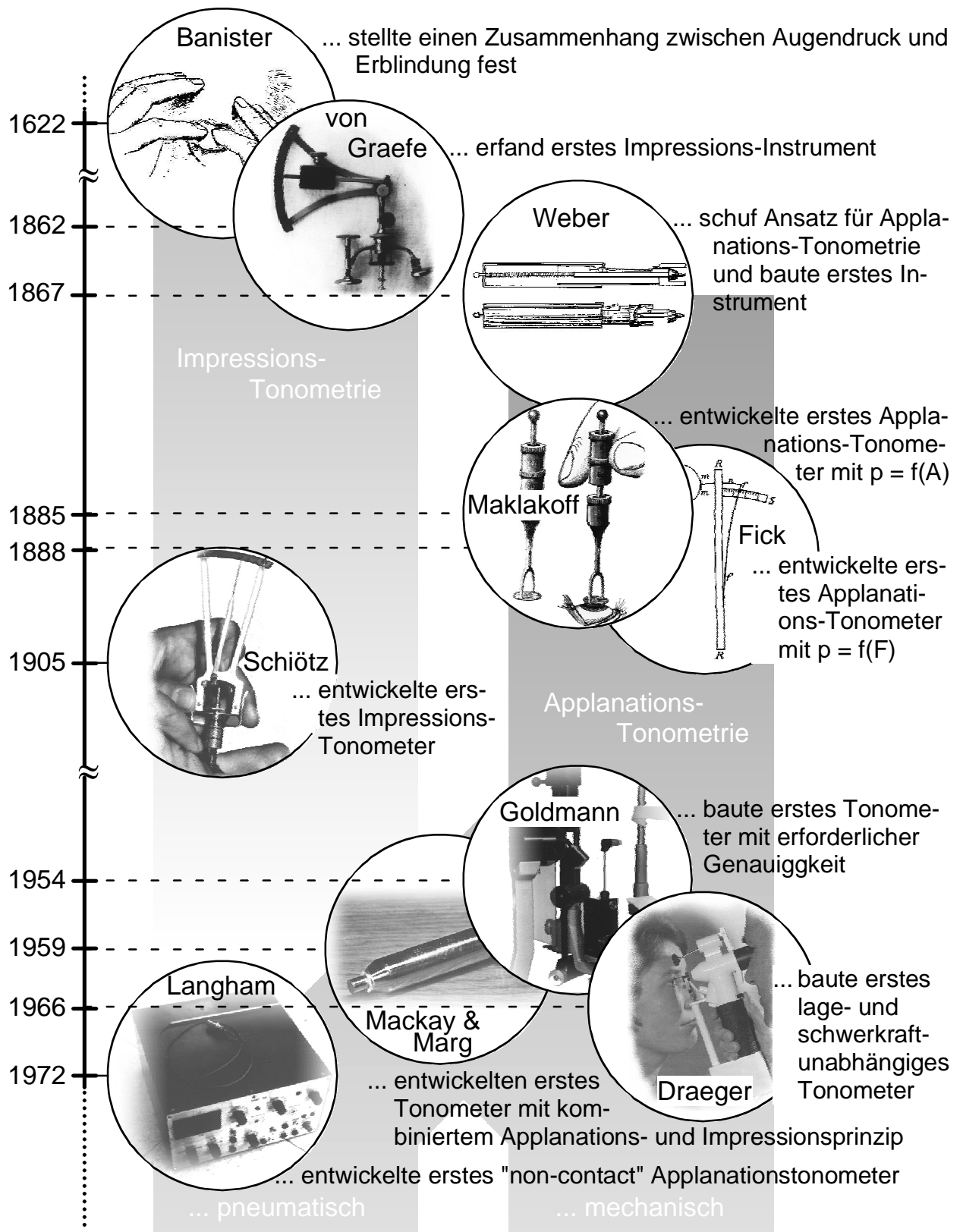
## 4.2 Selbsttonometrie als Sonderfall der Medizingerät-Patient-Interaktion

### 4.2.1 Entwicklung der Tonometrie – konstruktive Ansätze und Ideologie

Die "Messbarmachung" des Augeninnendrucks hat eine lange Tradition. Von der ersten Erkennung eines Zusammenhangs zwischen dem erhöhten Druck im Auge und nachfolgenden Erblindungsfällen durch Sir Richard Banister 1622 bis zum hier behandelten Selbsttonometer vollzog sich die Entwicklung der Tonometrie oft schubweise und mit wechselndem Erfolg. *Tonometrie* bezeichnet im Gegensatz zur *Manometrie* die Gruppe der nicht-invasiven Verfahren zur Ermittlung des Augeninnendrucks. Allen Formen der Tonometrie liegt eine Deformation des Bulbus (Augapfels) vorzugsweise im Bereich der Cornea (Hornhaut) zu Grunde. Ist diese Deformation gering, bezogen auf das Bulbusvolumen, und von zeitlich kurzer Dauer, so lässt sich aus den "Deformationsparametern" je nach Verfahren mehr oder weniger genau auf den Augeninnendruck zurückschließen. Es handelt sich bei der Tonometrie also um eine indirekte Druckbestimmung.

Wie in Bild 4.3 gezeigt, haben sich in der Geschichte der Tonometrie zwei Hauptverfahren herausgebildet, die *Impressions-Tonometrie* und die *Applanations-Tonometrie*. Daneben entstanden einige Mischformen und in neuerer Zeit erste Ansätze für ein *Resonanz-Tonometrie*-Verfahren [DRE-00].

Bei den Verfahren der Impressions-Tonometrie wird ein speziell geformter Impressionsstempel mit definierter Kraft in die Hornhaut gedrückt. Die Tiefe des Eindrucks bildet dabei das Maß für den Augendruck. Trotz der Einfachheit des Verfahrens bestehen zwei große Nachteile des Impressionsprinzips in der nicht vernachlässigbaren Druckerhöhung im Auge durch den Stempелеindruck (rückwirkungsbehaftetes Messverfahren) und in der Abhängigkeit der Eindrucktiefe von den elastischen Eigenschaften der Hornhaut (nicht eindeutige Zuordnung von Eindrucktiefe und Innendruck durch Parameterstreuung). Als Referenzgerät für alle später gebauten Impressionstonometer gilt das 1905 von Schiötz [SCH-05] vorgestellte Instrument (siehe Bild 4.3). Die Impressionstonometrie hat aufgrund gestiegener Genauigkeitsanforderungen in Verbindung mit den geschilderten Nachteilen heute keine Bedeutung mehr.



**Bild 4.3:** Wichtige Stationen und Verfahren in der geschichtlichen Entwicklung der Tonometrie bis ca. 1985 [BAN-22, WEB-67, GOL-57, DRA-65/93]  
*p* Augendruck, *A* Applanationsfläche, *F* Applanationskraft

Bei den Verfahren der Applanations-Tonometrie wird ein im Zentrum der Bulbusachse gelegenes kreisrundes Cornea-Areal in geringem Maße abgeplattet (applaniert). Die Aus-



wertung der Applanation erfolgt entweder bei konstanter Applanationskraft  $F_{Appl}$  über die Zuordnung der Applanationsfläche zum Augeninnendruck ( $p = f(A_{Appl.})$  mit  $F_{Appl.} = F_{Appl.,soll} = const.$ ) oder bei konstanter Applanationsfläche über die Zuordnung der Applanationskraft zum Augeninnendruck ( $p = f(F_{Appl.})$  mit  $A_{Appl.} = A_{Appl.,soll} = const.$ ). Letzterer Ansatz hat sich aufgrund der Tatsache, dass der Einfluss parasitärer Parameter (Nichtidealitäten, s. Kap. 4.2.2) bei geeigneter Wahl der Applanationsfläche  $A_{Appl.,soll}$  kompensiert werden kann, durchgesetzt. Der Messfehler aufgrund der durch die Applanation (Volumenverringern) induzierten Druckerhöhung im Augeninnern (gemäß  $p \cdot V = const.$  für Newtonsche Flüssigkeiten) bleibt im Vergleich zur Impressions-Tonometrie gering und ist bezogen auf den Absolutwert des Drucks vernachlässigbar. Derzeit sind prinzipbedingt zwei wesentliche Applanations-Tonometer-Varianten zu unterscheiden, deren Messverfahren hinsichtlich der Art der Applanationserzeugung variieren. Bei der historisch ersten Variante (siehe Weber, Bild 4.3) wird die Applanation, ähnlich wie bei der Impression, mittels eines mechanisch vor das Auge geschobenen Festkörper-Kolbens realisiert. Seit den Arbeiten von Langham 1972 [LAN-74] existiert daneben die Variante der sogenannten "non-contact"-Tonometrie, bei der die notwendige Applanation pneumatisch durch einen auf die Cornea geblasenen Luftstrom erzielt wird. Die Wahl der jeweiligen Variante ist in der Ophthalmologie zur Philosophiefrage geworden. Gemessen an den von einem Tonometer zu fordernden Kriterien (siehe auch Kapitel 4.3) haben beide Prinzip-Varianten wechselseitig Vor- und Nachteile aufzuweisen, so dass objektiv eine Entscheidung für oder gegen eines der beiden Prinzipien nicht zu treffen ist.

Die physikalisch technischen Probleme der Applanations-Tonometrie gelten heute als gelöst. Ein weites Feld für Fortschritte in dieser Disziplin der medizinischen Messtechnik bietet jedoch die Anwender- und Systemfunktionsauslegung. Insbesondere im Hinblick auf die unterschiedlichen Verlaufsformen des Glaukoms (vergleiche Kap. 4.1.3) und die großen tageszeitlichen Schwankungen des Augendrucks (vergleiche Kap. 4.1.2) bietet sich als Lösung für die Prävention und Heilungsüberwachung die *Selbsttonometrie*, also die Messung des Augeninnendrucks *zu jeder Zeit* (kurzfristig, häufig) und *an jedem Ort* (lageunabhängig, schwerkraftunabhängig, mobil) durch den Patienten selbst (eigenständig, automatisch) an. Gerade letzteres stellt eine völlig neue Qualität der Augeninnendrucküberwachung dar.

#### 4.2.2 Konstruktive Adaptierungsaspekte der Applanationstonometrie

Die einfachste Modellvorstellung zur Beschreibung der Vorgänge bei der Applanation der Hornhaut wurde zwischen 1885 und 1887 von Imbert und Fick [FIC-88] entwickelt, nach der die Hornhaut als geschlossene, kugelförmige, infinitesimal dünne und nicht biegesteife Membran mit eingeschlossenem Kammerwasser angesehen wird. Bei Applanation eines derartigen Gebildes lässt sich der momentane Druck  $p_i$  innerhalb der Membran aus der zur Abplattung der Kreisfläche  $A$  (mit Durchmesser  $d$ ) benötigten Kraft  $F$  ermitteln, gemäß

$$p_i = \frac{F}{A} = \frac{F}{\frac{\pi}{4} \cdot d^2}. \quad (\text{Gl. 4.1})$$

Dieser Ansatz erweist sich in der Praxis als zu stark vereinfachend, so dass obige Gleichung nur in den wenigsten Fällen bzw. nur unter ganz bestimmten Voraussetzungen anwendbar ist. Wesentliche Nichtidealitäten und Fehlerquellen bei der Applanation am "realen" Auge sollen im Folgenden diskutiert werden:

##### - Druckverfälschung durch das Messverfahren

Das Applanationsverfahren zur Augeninnendruckbestimmung ist seinem Wesen nach grundsätzlich nicht rückwirkungsfrei. Zum einen erhöht das Abplatten der Hornhaut den Druck im Innern des Auges durch die Verringerung des eingeschlossenen Volumens  $V$  und verfälscht so den wahren Druckwert. Friedenwald hat hierzu 1937 [FRI-37] den Zusammenhang zwischen der Volumenänderung  $\Delta V$ , dem wahren Innendruck  $p_i$  und dem gemessenen Druck  $p_{\text{Mess.}}$  gefunden zu

$$\lg\left(\frac{p_{\text{Mess.}}}{p_i}\right) = K_F \cdot \Delta V \quad (\text{Gl. 4.2})$$

mit dem von ihm benannten und bestimmten Rigiditätskoeffizienten  $K_F = 0,0215 \mu\text{l}^{-1}$ . Zum anderen bewirkt der Zusatzdruck durch die Applanation einen für die Messdauer vermehrten Kammerwasserabfluss, was den Druckwert wiederum verringert. Bei geringer Applanation, das heißt unter der Voraussetzung, dass das eingeschlossene Volumen  $V$  sehr viel kleiner ist als die durch die Applanation hervorgerufene Volumenänderung  $\Delta V$  (typisch:  $\Delta V/V \cong 1\%$ ), und kurzer Messzeit (typisch:  $t_{\text{Mess.}} < 3 \text{ s}$ ) kann die Rückwirkung durch das Messverfahren im Allgemeinen vernachlässigt werden (siehe [DRA-93]).

- *Abhängigkeit des Augendrucks vom Momentanwert des Blutdrucks*

Da das Kammerwasser über den Schlemm'schen Kanal fluidisch an den Blutkreislauf gekoppelt ist, kommt es zu einer Überlagerung des quasistatischen Augeninnendrucks mit pulsatorischen Anteilen aus dem Blutdruck, die eine Varianz des Druck-Momentanwertes von  $\Delta p_P \approx 1 \text{ mmHg}$  bewirken. Eine Druckmessung sollte also im Zeitbereich der Periodendauer dieser überlagerten Schwingung integrieren, um einen mittleren Druck im Auge zu erfassen.

- *Schichtaufbau und Biegesteifigkeit der Cornea*

Die reale Cornea mit einer Dicke  $d_c$  von im Mittel  $d_c = 0,5 \text{ mm}$  stellt keine unendlich dünne Membran ohne Eigensteifigkeit dar. Sie besteht vielmehr aus zwei elastischen Membranen (siehe Bild 4.4b) mit zwischengelagertem, sehr wasserreichem Gewebe (Parenchym). Die äußere Membran ist daneben noch von einer Epithel-Schicht (Deckgewebe) überzogen. Wird das Auge applaniert, so wird zunächst die äußere Membran deformiert und die gallertartige Struktur des Parenchyms zwischen den Membranen zur Seite verschoben. Erst wenn der Dickenvorrat des Parenchyms durch weitere Applanation aufgebraucht ist, kommt es zu einer Deformation der inneren Membran und damit zu einer Druckbeaufschlagung des Kammerwassers. Untersuchungen von Sampaolesi 1991 [DRA-93], haben ergeben, dass das komplexe Rückstellverhalten der Schichtstruktur der Cornea ab einer Fläche der äußeren Applanation von  $A_{Appl.,min} \approx 4,9 \text{ mm}^2$  bei nicht zu großer Applanation des Augapfels (Radius noch ca.  $R_A$ , siehe Bild 4.4c) durch das Verhalten einer elastischen Membran mit dem Rückstellkoeffizienten  $K_C$  als Druckanteil  $p_C$  beschrieben werden kann zu:

$$p_C = \frac{K_C}{R_A} \quad (\text{siehe auch Bild 4.4c}) \quad (\text{Gl. 4.3})$$

- *"Fließen" der Cornea bei längerer Deformationsbeanspruchung*

In Versuchen an Leichenaugen konnten Goldmann und Schmidt bereits 1957 nachweisen, dass bei konstanter Dauerapplanation über mehrere Minuten ein allmählicher Rückgang der angezeigten Druckwerte zu verzeichnen ist [GOL-57]. Dieser Effekt resultiert aus einem Fließverhalten des rheologischen Systems Hornhaut, das seine Nachgiebigkeit dem Druckniveau anpasst (typisch: 10 % Änderung des Anzeigewertes nach 4 Minuten). Applanationsmessungen müssen daher binnen weniger Sekunden ab-

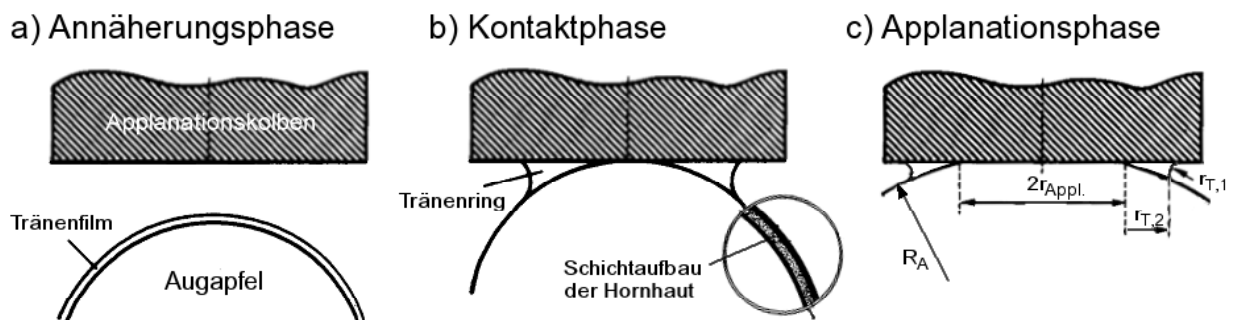
geschlossen sein und bei Wiederholungsmessungen müssen ausreichend lange Erholungsphasen eingehalten werden.

- *Kohäsion und Adhäsion der Tränenflüssigkeit*

Bei Kontakt des Auges mit einem Fremdkörper wie dem Applanationskolben, lagert sich ringförmig Tränenflüssigkeit um die Kontaktstelle an (siehe Bild 4.4a-c). Ursachen für dieses Verhalten sind Kohäsion (Flüssigkeit wird in den sich ergebenden Ringspalt hineingezogen) und Adhäsion (Oberflächenspannungen bewirken ein Zusammenziehen der Flüssigkeitsanteile). Phänomenologisch ruft dieser Flüssigkeitsring eine Kraftwirkung auf die Hornhaut und den Applanationskolben hervor; messtechnisch macht sich diese Kraft bei der Tonometrie als scheinbare Verringerung des vom System gemessenen Drucks bzw. als Gegendruckkomponente bemerkbar. Mit den in Bild 4.4c bezeichneten Geometrieparametern lässt sich dieser Zusatzdruck  $p_T$  näherungsweise berechnen zu

$$p_T = K_T \cdot \left( \frac{1}{r_{T,1}} + \frac{1}{r_{T,2}} \right), \quad (\text{Gl. 4.4})$$

wobei die Proportionalitätskonstante  $K_T$  die Benetzungseigenschaften des Applanationskolbens und die Oberflächenspannungseigenschaften der Benetzungsflüssigkeit beinhaltet. Die in dieser Gleichung benötigten Parameter sind individuell zu bestimmen, in der Praxis jedoch nur schwer erfassbar. Die Berechnung ist für die Tonometrie somit unpraktikabel.



**Bild 4.4:** Phasen und charakteristische Zustände des Applanationsprozesses  
 $R_A$  Bulbusradius,  $r_{\text{Appl.}}$  Applanationsflächenradius,  $r_{T,1/2}$  Tränenfilmradii

- *Einfluss von Anästhetikum und anderer Additive*

Zur vorübergehenden Unterdrückung vegetativer Augenbewegungen (sogenannter Sak-

kaden) und zur Verringerung des Berührungsempfindens bei Druckbeaufschlagung des Auges wird bei der Tonometrie üblicherweise ein flüssiges Lokalanästhetikum verwendet, das in das zu messende Auge eingeträufelt wird. Außerdem erfordern einige Tonometerprinzipien für die Vermessung der Applanationsfläche ein spezielles Additiv (in der Regel eine Fluorescein-Lösung zur Kontraststeigerung) als Beigabe in die Tränenflüssigkeit. Beide Stoffbeigaben vermehren zum einen den Flüssigkeitsbelag des Auges – sie vergrößern also den Tränenring – zum anderen verändern sie durch die Vermischung mit der Tränenflüssigkeit deren Dichte, Viskosität und Oberflächenspannung, was wiederum Rückwirkungen auf die in Gleichung 4.4 anzusetzende Proportionalitätskonstante  $K_T$  hat. Die Wahl des Anästhetikums und gegebenenfalls erforderlicher Additive sowie deren Verabreichungsmenge muss daher mit größter Sorgfalt und mit genauer Kenntnis ihres Einflusses auf die Messung erfolgen.

- *Scheinbare Vergrößerung der Applanationsfläche durch Tränenflüssigkeit*

Der Flüssigkeitsbelag des Auges birgt eine weitere Fehlerquelle der Applanationstonometrie, da messtechnisch das applanierte Hornhautareal nur schwer vom angelagerten Tränenring zu unterscheiden ist. Bei einigen optischen Flächenmessprinzipien dient hierzu die bereits erwähnte Fluorescein-Beigabe, wodurch bei UV-Bestrahlung eine farbliche Unterscheidung möglich wird. Meist erfolgt die Flächenmessung unter Einschluss des Tränenrings, dessen Einfluss anschließend über bekannte statistische Mittelwerte oder tabellierte Korrekturwerte herausgerechnet wird.

Viele weitere Einflussfaktoren der Applanations-Tonometrie sind bekannt (z. B. Hornhautinhomogenitäten, Handtremor (Zittern des Bedieners etc.). Ihre Auswirkung auf die Messung ist jedoch im Vergleich mit den zuvor genannten Faktoren meist gering oder tritt nur bei wenigen "Problempatienten" auf.

Aus obiger Diskussion der Einflussfaktoren ist ersichtlich, dass bei geeigneter Wahl der Messdurchführung und unter Einbeziehung bekannter Korrekturparameter die Problematik der Augendruckmessung reduziert werden kann auf die Bestimmung der in den Gleichungen 4.1, 4.3 und 4.4 beschriebenen Druckanteile. Als Gleichung für den Augeninnendruck ergibt sich dann:

$$p_i = \frac{F_{Appl.}}{A_{Appl.,soll}} + \frac{K_C}{R_A} - K_T \cdot \left( \frac{1}{R_{T,1}} + \frac{1}{R_{T,2}} \right) \quad (\text{Gl. 4.5})$$

Nach [GOL-61] existiert ein Bereich der Applanation, in dem sich die beiden letzten Summanden dieser Gleichung (Anteil durch Biegesteifigkeit der Hornhaut und Anteil durch Tränenflüssigkeit) gegenseitig aufheben. Diese Kompensation ist hinreichend genau im Applanationsflächenbereich von  $7 \text{ mm}^2 < A_{Appl.} < 10 \text{ mm}^2$  erfüllt, was unter der Annahme einer kreisrunden Applanationsfläche einem Bereich des Kreisdurchmessers von  $3 \text{ mm} < d_{Appl.} < 3,5 \text{ mm}$  entspricht. Wählt man genau  $d_{Appl.} = 3,06 \text{ mm}$  als Abplattungsdurchmesser, dann ergibt sich der Augeninnendruck aus der einfachen zugeschnittenen Größengleichung ( $p \equiv [pond]$ ,  $N \equiv [Newton]$ )

$$\frac{p_i}{[mmHg]} = 10 \cdot \frac{F_{Appl.}}{[p]} \approx \frac{F_{Appl.}}{[mN]} \quad (\text{Gl. 4.6})$$

Die messtechnische Aufgabe der Applanations-Tonometrie ist somit wieder auf die hochgenaue Einstellung einer vorgegebenen Applanationsfläche und die Messung der dazu erforderlichen Applanationskraft, entsprechend der Vorstellung von Imbert und Fick, zurückgeführt.

#### 4.2.3 Schnittstellenbetrachtung eines Tonometers als Patientenmodell im Gegensatz zum Arztmodell

In vielen Bereichen der Medizin spielt heute die aktive Teilnahme des Patienten bei der diagnostischen Überwachung von chronischen Erkrankungen eine wichtige Rolle (z. B. Blutdruckmessung, Blutzuckerkontrolle etc.). Nur mittels vom Patienten an sich selbst durchgeführter Messungen der jeweiligen Vitalparameter sind Verlaufskontrollen in seiner "natürlichen" Umgebung (Zuhause, am Arbeitsplatz, im Urlaub etc.) und mit einer für die Erstellung von Tagesprofilen ausreichenden Häufigkeit möglich. Hier muss das dazu benötigte Hilfsmittel bzw. Gerät viele Funktionen, die sonst üblicherweise der behandelnde Arzt ausübt, durch geeignete Vorrichtungen und Automatismen ersetzen. Im Fall der Tonometrie sind dies im Wesentlichen (siehe auch Bild 4.5) die

- Durchführung der *Anästhesie* des Auges
- *Lagekontrolle*, also die *Positionierung* des Gerätes in Bezug auf das Auge bzw. auf die Raumlage des Patienten,

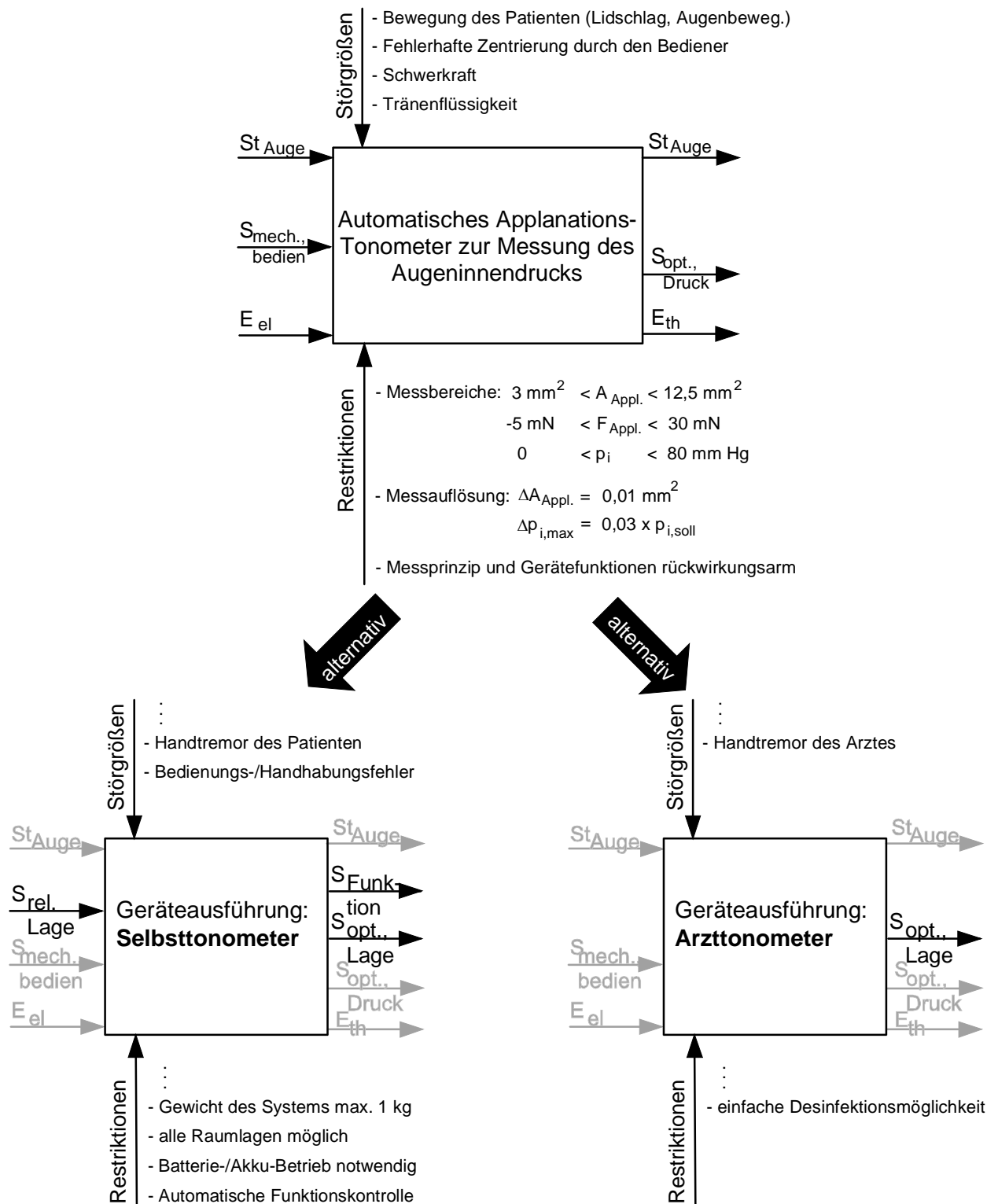
- Applanation der *Soll-Fläche* und Bestimmung des zugehörigen *Innendrucks* (indirekt über die Applanationskraft),
- Überwachung von *Messwertplausibilität* und *Messbereichsüberwachung* sowie
- *Durchführungskontrolle* (Vorbereitung, Ablauf, Vollständigkeit, Datenarchivierung).

Einige der genannten Funktionen lassen sich gerätetechnisch nicht oder mit nicht vertretbarem Aufwand realisieren, wie beispielsweise Anästhesie und Teile der Durchführungskontrolle. Andere Funktionen lassen sich durch Erweiterung der Tonometereigenschaften in Verbindung mit zusätzlichen Bediener- bzw. Patient-Gerät-Schnittstellen und unter Einsatz zusätzlicher Sensorik-/Aktorik-Komponenten im Gerät realisieren. Hier sind in erster Hinsicht die vollständig automatisierte Messdurchführung (Applanationskraft-erzeugung, Applanationsflächenmessung, und –kraftmessung) sowie die die Patientensicherheit garantierenden Komponenten (Weg-/Kraftbegrenzung des Applanationskörpers, Lagestabilisierungsmaßnahmen während der Messung) als Konstruktionschwerpunkte eines Selbsttonometers zu nennen.

### 4.3 Gerätetechnische Umsetzung der Selbsttonometrie

#### 4.3.1 Mechanische Ankopplung von Kraft- und Flächensensorik an das Auge

Wie die Liste der Restriktionen in Bild 4.5 oben zeigt, sind die Anforderungen an die Drucksensorik hinsichtlich der erforderlichen Messauflösungen zur Erzielung einer maximalen verfahrensbedingten Abweichung vom realen Druckwert mit  $\Delta p_i/p_i = 3\%$  – was bei einem mittleren Augeninnendruck von  $\bar{p}_i \approx 15\text{ mmHg}$  einem absoluten Druckmessfehler von  $\Delta p_i = 0,45\text{ mmHg}$  entspricht – nominal nicht hoch. Insbesondere der Flächenmessfehler darf aber hierzu eine Größenordnung von  $\Delta A_{\text{Appl.}}/A_{\text{Appl.}} \approx 3\%$  nicht übersteigen (siehe [LEV-85]), was wiederum einer hohen Genauigkeitsanforderung entspricht. Die in Kapitel 4.2.2 getroffenen Annahmen werden dabei jeweils als gültig vorausgesetzt, so dass hier nur die Fehler in Folge der Kraft- bzw. Flächenmessabweichungen berücksichtigt sind.



**Bild 4.5:** Anwenderbedingte Unterschiede zwischen Applanations-Tonometern in der Ausführung als Selbsttonometer und als Arzttonometer

*St* Stoff, *S* Signal, *E* Energie, *e* elektrisch, *th* thermisch, *mech.* Mechanisch, *opt.* Optisch, *rel.* relativ



### Realisierung der Flächenmessung

Für die Realisierung der Flächenmessung konnte ein optisches Messverfahren gefunden werden, das die geforderte hohe Messauflösung ermöglicht und gleichzeitig nicht zwingend eine kreisrunde Applanationsfläche erfordert. Letzteres ist im Fall einer nicht ausreichenden Zentrierung des Applanationskörpers bzw. bei einer von der Kugelform abweichenden Hornhautgeometrie wichtig, da sich in diesem Fall eine ellipsoide Applanationsfläche einstellt. Das Flächenmessprinzip bedient sich dabei der charakteristischen Brechzahlen  $n_i$  (Verhältniss der Lichtgeschwindigkeit im Vakuum zur Lichtgeschwindigkeit im jeweiligen Material) unterschiedlicher Materialien  $i$  und des durch sie bedingten unterschiedlichen Transmissions- und Reflexionsverhaltens an Grenzschichten. Dazu wird als Applanationskolben, wie in Bild 4.6 gezeigt, ein Glas- oder PMMA-Körper (Polymethyl-Methacrylat, optisch transparentes Polymer) verwendet, der als Lichtleiter fungiert und in dem parallele Lichtstrahlen (bei geometrisch optischer Betrachtung) unter definierten Winkeln auf seine seitlichen und stirnseitigen Grenzschichten auftreffen.

Im Applanationsfall sind Teile der Stirnfläche in Kontakt mit der Cornea bzw. der Tränenflüssigkeit, und andere Bereiche sind in Kontakt mit der umgebenden Luft. Gemäß dem Brechungsgesetz von Snellius gilt für einen unter dem Winkel  $\alpha_1$  auf eine ebene Grenzschicht auftreffenden Strahl (gemessen von der Flächennormalen der Grenzschicht) für den transmittierten Strahl ein Ausfallswinkel  $\alpha_2$  gemäß der Beziehung

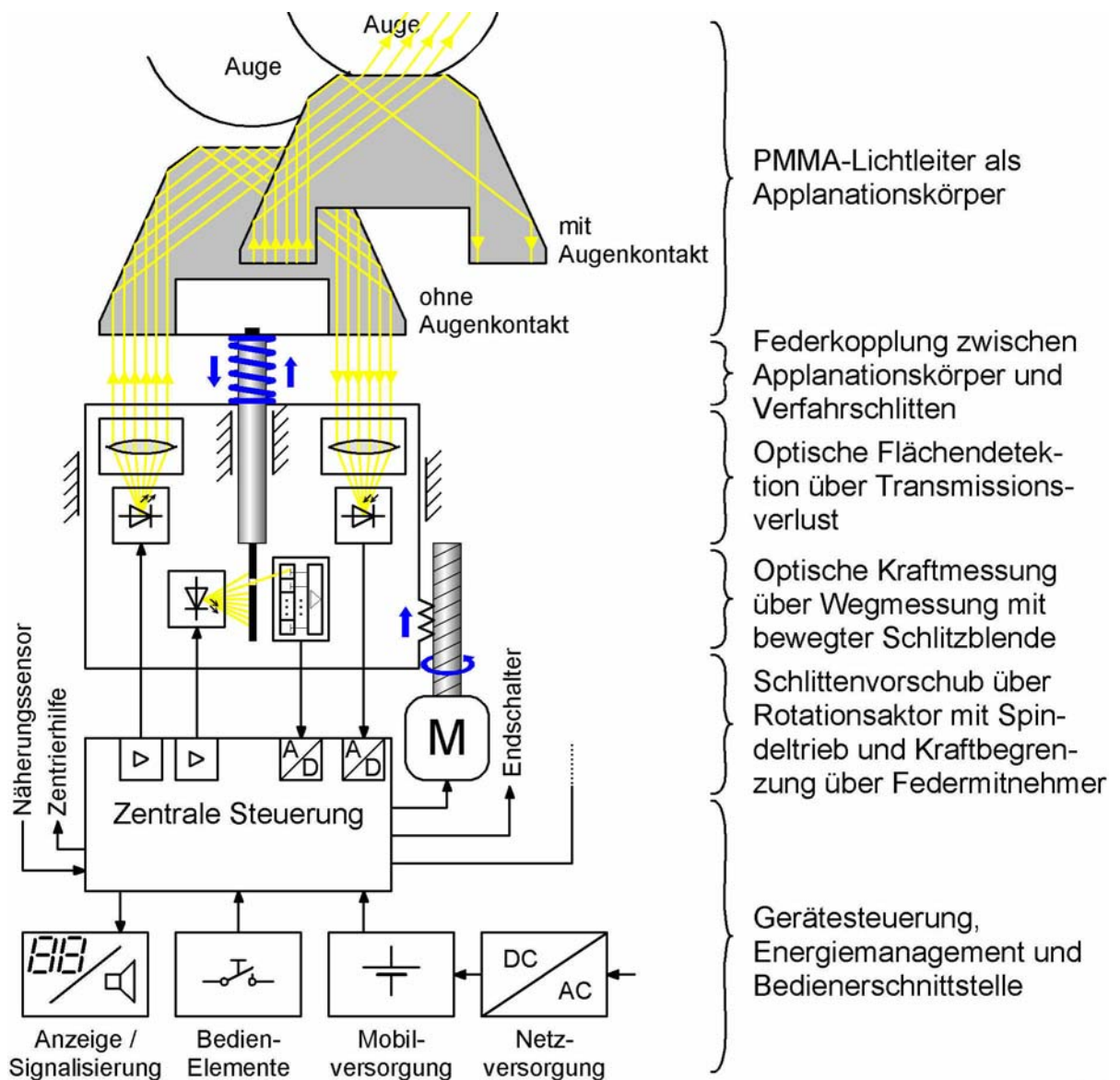
$$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{n_2}{n_1} \quad \text{für } \alpha_1 > \alpha_g \text{ und } n_1 > n_2, \quad (\text{Gl. 4.7})$$

wobei  $\alpha_g$  als Grenzwinkel der Totalreflexion bezeichnet wird. Übersteigt der Winkel des auf die Grenzschicht auftreffenden Strahls diesen Grenzwinkel, dann erfolgt keine Transmission, sondern eine Reflexion des Strahls unter dem negativen Einfallswinkel. Die Größe des Grenzwinkels errechnet sich ebenfalls nach dem Snellius'schen Gesetz für den Fall, dass  $\alpha_2 = 90^\circ$  beträgt, zu

$$\alpha_g = \arcsin\left(\frac{n_2}{n_1}\right). \quad (\text{Gl. 4.8})$$

Im vorliegenden Fall der Brechungsindizes für Luft von  $n_L \approx 1$ , für Tränenflüssigkeit und Hornhaut von  $n_T = n_H \approx 1,33$  und für Glas von  $n_G \approx 1,49$  betragen die Grenzwinkel der Grenzschichten Glas-Luft  $\alpha_{g,G-L} = 42,15^\circ$  und Glas-Tränenflüssigkeit bzw. Glas-Horn-

haut  $\alpha_{g,G-T} = \alpha_{g,G-H} = 63,2^\circ$ , sind also stark unterschiedlich. Dieser Unterschied wird bei dem Flächenmessprinzip gemäß Bild 4.6 ausgenutzt.



**Bild 4.6:** Funktionsprinzip des Selbsttonometers und Konzepte für die Flächen- und Kraftsensorik

Das Licht einer nahezu punktförmigen, im nicht sichtbaren Infrarotbereich strahlenden Lichtquelle (IR-LED wegen hoher Intensitätsausbeute, geringem Streulichteinfluss und geringer Irritation des Patienten) wird über geeignete Kollimationsoptiken parallelisiert, in den lichtleitenden Applanationskörper eingekoppelt, dort bis zu dreimal reflektiert und über eine weitere Sammeloptik auf einen Lichtdetektor (IR-Photodiode) geleitet. Die Geometrie des Applanationskörpers ist dabei so gewählt, dass das einfallende Licht zunächst auf eine erste Grenzschicht zur umgebenden Luft unter einem Winkel  $\alpha_{Sl} > \alpha_{g,G-H}$

auftrifft, dort totalreflektiert wird und unter einem Winkel  $\alpha_A$  mit  $\alpha_{g,G-L} < \alpha_A < \alpha_{g,G-H}$  auf eine zweite Grenzschicht trifft, die als Applanationsfläche dient. Ist diese Fläche nicht mit dem Auge bzw. der Tränenflüssigkeit in Kontakt, dann erfolgt auch hier eine Totalreflexion auf eine dritte Grenzschicht zur umgebenden Luft, an der das verbliebene Licht wiederum unter einem Winkel  $\alpha_{S2} > \alpha_{g,G-H}$  auftrifft, totalreflektiert wird und den Applanationskörper weiterhin als paralleles Lichtbündel (in Richtung Detektor) verlässt. Die am Detektor messbare Lichtintensität entspricht in diesem Fall, bis auf geringe Streu- und Reflexionsverluste, der eingangs in den Applanationskörper eingekoppelten Lichtintensität  $I_E$  und ihr Mittelwert wird als Referenzwert für den nicht applanieren Zustand herangezogen. Sobald der Applanationskörper mit Tränenflüssigkeit benetzt wird und in Folge mit der Cornea in Kontakt tritt ist wegen der geänderten Materialpaarung an der Grenzschicht die Bedingung für die Totalreflexion nicht mehr erfüllt, so dass Teile des Lichtes ins Auge ausgekoppelt werden. Die ausgekoppelte Lichtmenge  $\Phi_A$  ist bei gleichmäßiger Intensitätsverteilung über dem Strahlquerschnitt der Kontaktfläche  $A_\phi$  proportional. Für die in den Applanationskörper ein- und ausgekoppelte Lichtmenge ( $\Phi_E$ ,  $\Phi_A$ ) und deren Verhältnis gilt dann:

$$\Phi_E = I_E \cdot A_\phi \quad (\text{Gl. 4.9})$$

$$\Phi_A = I_E \cdot (A_\phi - A_{\text{Appl.}}) \cdot R \quad (\text{Gl. 4.10})$$

$$\frac{\Phi_A}{\Phi_E} = \left( 1 - \frac{A_{\text{Appl.}}}{A_\phi} \right) \cdot R \quad (\text{Gl. 4.11})$$

Dabei sind  $A_\phi$  die vom Licht bestrahlte Stirnfläche des Applanationskörpers und  $R$  der Reflektionsfaktor (dimensionslos) von der Konstruktion bzw. von Materialparametern abhängige Systemkonstanten. Bezieht man (wie mit Gleichung 4.11 beschrieben) den sich bei gegebener Applanationsfläche  $A_{\text{Appl.}}$  einstellenden und am Lichtdetektor in eine elektrische Größe gewandelten lichtmengenabhängigen Messwert  $\Phi_A$  auf den ohne Augenkontakt bestimmten Referenzwert (siehe oben), dann lassen sich auf diese Weise *Intensitätsdriften* durch Alterung der Lichtquelle, *Zusatzdämpfungen* aufgrund von Verunreinigungen des Applanationskörpers sowie *Fremdlichteinflüsse* (sofern sie während der

Messphase konstant bleiben) weitgehend kompensieren. Mit diesem Messkonzept ist die eingangs geforderte Flächenmessgenauigkeit zu erzielen.

Der durch den Tränenring bedingte Applanationsflächen-Messfehler lässt sich vorteilhaft und vergleichsweise genauer als durch pauschale Flächenkorrekturfaktoren mit Hilfe der "Nullapplanationsmessung" ermitteln und korrigieren (siehe Kapitel 4.3.2).

### **Realisierung der Kraftmessung**

Alle Kraftmessverfahren sind stets indirekte Messverfahren, bei denen die Kraft in eine proportionale Wegänderung bzw. Deformation überführt wird. Der Wegänderung entgegen wirkt eine meist wegproportionale Gegenkraft, wobei sich mit der zu messenden Kraft gemäß "actio = reactio" ein stabiles Kräftegleichgewicht einstellt. Die Kraftbestimmung erfolgt dann entweder nach dem

- *Ausschlagverfahren*,  
d. h. durch Messung der Wegauslenkung in Verbindung mit einer in der Regel ungesteuerten Gegenkraftquelle, wobei der funktionale Zusammenhang zwischen Weg und Größe der Gegenkraft bekannt sein muss, oder nach dem
- *Kompensationsverfahren*,  
bei dem durch gezielte Variation der Gegenkraft die Wegauslenkung zu null ausgeregelt wird. Die Regelgröße ist dann ein Maß für die Kraft.

Im Fall des Tonometers erfolgt die Applanation durch gezielten Vorschub des Applanationskörpers vor den Hornhautscheitel. Dieser Vorschub kann bei einem Selbsttonometer verständlicherweise nicht manuell durch den Patienten erfolgen, sondern wird, wie in Bild 4.6 gezeigt, durch ein elektromechanisches Vortriebssystem, bestehend aus einem linear beweglichen Schlitten, der über einen Spindeltrieb von einem elektrodynamischen Rotationsantrieb (Schrittmotor) bewegt wird, realisiert. An der Stirnseite des beweglichen Schlittens ist der Applanationskörper nicht starr angekoppelt, sondern über ein mechanisch vorgespanntes Federsystem großer Nachgiebigkeit "weich" mit diesem verbunden. Auf diese Weise wird erreicht, dass zum Aufbringen der erforderlichen Applanationskräfte  $F_{Appl.}$  (Messbereich  $-5 \text{ mN} \leq F_{Appl.} \leq 30 \text{ mN}$ , siehe Spezifikation in Bild 4.5) große Vorschubwege (einige mm) nötig sind. Dies erhöht den Schutz des Auges gegen zu große

Applanationskräfte, die zusätzlich durch elektronische Maßnahmen (kraftüberwachende Vorschubregelung) und einen als Rutschkupplung ausgelegten Federmitnehmer zwischen Spindel und Vorschubschlitten auf  $F_{Appl.,max} \leq 60 \text{ mN}$  begrenzt werden.

Durch das beschriebene Konzept des Vorschubsystems bietet sich ein vergleichsweise einfach zu realisierendes Kraftsensorprinzip nach dem Ausschlagverfahren an. Dabei wird die Relativbewegung zwischen dem Vorschubschlitten und dem über ein mechanisches Federsystem angekoppelten Applanationskörper (Federauslenkung) mittels eines berührungslosen optischen Messverfahrens erfasst. Der Zusammenhang zwischen der stirnseitig auf den Applanationskörper wirkenden Kraft  $F_{Appl}$  und der sich einstellenden Federauslenkung  $s$  ist im Bereich der möglichen Auslenkungsweiten in guter Näherung linear und mittels der Federrate  $c$  über

$$F_{Appl.} = c \cdot s \quad (\text{Gl. 4.12})$$

berechenbar. Die Federauslenkung bewirkt, wie in Bild 4.6 gezeigt, über das Führungsgestänge die Verschiebung einer Schlitzblende zwischen einer Lichtquelle und einem ortsauflösenden Lichtdetektor. Bestimmt man mittels dieses Lichtdetektors die Orte der größten Lichtintensität vor und bei der Federauslenkung, dann entspricht die Wegdifferenz der beiden Orte auf dem Detektor der gesuchten Auslenkung  $s$ .

In der konkreten Ausführung des Selbsttonometers wird als Lichtdetektor eine CCD-Zeile (charge coupled device) verwendet, die aus  $N$  gleichmäßig auf einer Länge  $l$  verteilten diskreten Einzeldetektoren  $D_i$  besteht. Das elektrische Ausgangssignal jeder dieser Detektoren ist eine analoge Spannung  $U_{D_i}$ , deren Größe der mittleren Lichtintensität über der Detektorfläche und der Belichtungsdauer proportional ist. Die Abfrage der  $N$  Spannungswerte  $U_{D_1} - U_{D_N}$  erfolgt sequentiell im Zeitmultiplex-Verfahren mit fester Schaltperiode. Bei unausgelenkter Feder des Applanationskörpers wird zunächst das Detektorelement  $D_j$  der CCD-Zeile bestimmt, bei dem die Detektorspannung  $U_{D_j}$  den größten Wert aller Detektorelemente aufweist. Im Fall einer positiven Kraftbeaufschlagung des Applanationskörpers wird sich das Maximum zu einem Detektorelement  $D_k$  mit höherer Indexzahl verschieben. Der Verschiebungsweg beträgt dann

$$s = (k - j) \cdot \frac{l}{N} , \quad (\text{Gl. 4.13})$$

und die Applanationskraft  $F_{\text{Appl.}}$  lässt sich damit berechnen zu

$$F_{\text{Appl.}} = (k - j) \cdot \frac{l}{N} \cdot c \quad (\text{Gl. 4.14})$$

Um von kleinen negativen Kräften, wie sie beim erstmaligen Kontakt des Applanationskörpers mit der Tränenflüssigkeit des Auges durch Kohäsion (siehe Kapitel 4.2.2) entstehen (z. B. zur Ermittlung der "Nullapplanation", siehe Kapitel 4.3.2), bis hin zur positiven Applanationsgrenzkraft messen zu können, muss die Nulllage des Kraftsensors so eingestellt sein, dass bei den zugehörigen negativen und positiven Federauslenkungen die Schlitzblende nicht den lichtempfindlichen Bereich der CCD-Zeile verlässt. Bei einer für das Selbsttonometer ausreichenden CCD-Zeile mit  $N = 256$  Detektorelementen und einem Abstand der einzelnen Detektor-Flächenelemente von typisch  $l/N = 14 \mu\text{m}$  ergibt sich damit eine nutzbare Messlänge und damit ein zulässiger Federweg von  $(s_{\text{max}} - s_{\text{min}}) = l = 3,584 \text{ mm}$ . Die daraus errechenbare maximale Kraftauflösung bezogen auf einen angenommenen erweiterten Kraftmessbereich von  $-10 \text{ mN} \leq F_{\text{Appl.}} \leq 70 \text{ mN}$  ergibt sich dann zu

$$\Delta F_{\text{Appl.}} = \frac{F_{\text{Appl.,max}} - F_{\text{Appl.,min}}}{N} \quad (\text{Gl. 4.15})$$

was nominal einer Kraftauflösung von  $\Delta F_{\text{Appl.}} = 0,3125 \text{ mN}$  entspricht. Für die erzielbare relative Auflösung des Augeninnendrucks folgt dann (unter Berücksichtigung der Gleichungen 4.6 und 4.15)

$$\frac{\Delta p_i}{p_{i,\text{soll}}} = \frac{\Delta F}{A_{\text{Appl.,soll}} \cdot p_{i,\text{soll}}} \quad (\text{Gl. 4.16})$$

Unter Einbeziehung der bereits errechneten bzw. zuvor spezifizierten Werte ergibt sich

$$\frac{\Delta p_i}{p_{i,\text{soll}}} = \frac{0,3125 \text{ mN}}{7,354 \text{ mm}^2 \cdot (15 \text{ mmHg} \cdot 1,3 \text{ hPa} / \text{mmHg})} \approx 2,1\% \quad (\text{Gl. 4.17})$$

Die geforderte relative Auflösung (siehe Bild 4.5) von  $\Delta p_i/p_{i,\text{soll}} \leq 3\%$  wird somit auch unter Berücksichtigung eines möglichen Flächenmessfehlers von  $\Delta A_{\text{Appl.}} \approx 1\%$  sicher erreicht.

Neben den Einzelfehlern der Kraft- und Flächensensorik spielt für den Gesamtmessfehler auch die Synchronität der Messwertaufnahme eine wichtige Rolle. Wenn zwischen der Erkennung des Applanationsflächen-Sollwerts bis zur Erfassung des zugehörigen Kraftwertes eine endliche Zeitspanne liegt und die zeitliche Änderungsrate der Kraft (Gradient) groß ist, dann kann dies zu erheblichen Druckmessfehlern führen. Nur eine hohe Messwiederholrate in Verbindung mit einem synchron getriggerten "einfrieren" der analogen Sensorausgangsspannungen (sample and hold) kann dies verhindern. Diese Synchrontriggerung wird im vorliegenden Fall (siehe Bild 4.5) angewendet. Um hohe Echtzeitanforderungen an die zentrale Gerätesteuerung zu vermeiden und trotzdem auf hohe Messwiederholraten verzichten zu können, kommt ein im folgenden Kapitel näher beschriebenes spezielles Auswerteverfahren zur Anwendung.

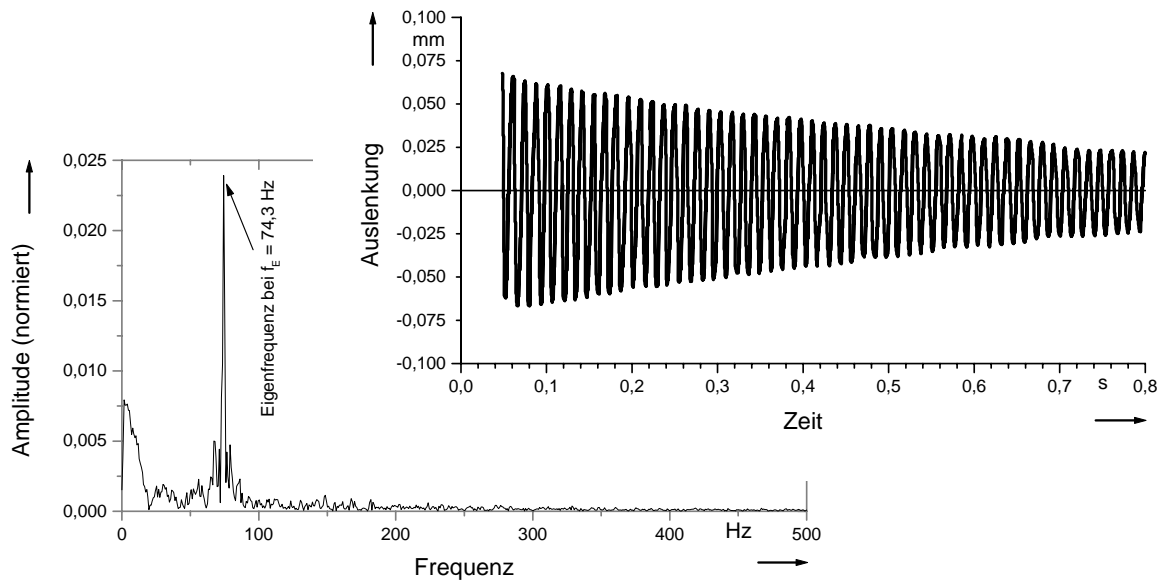
#### 4.3.2 Dynamik des Messvorgangs und Auswertekonzept

Die "weiche" Federkopplung zwischen dem Verfahrschlitten und dem Applanationskörper (siehe Kap. 4.3.1) stellt, im Hinblick auf eine hohe Eigensicherheit und Messgenauigkeit des Systems ein Optimum dar, birgt jedoch in Verbindung mit der Verfahrdynamik einige Probleme. Wie aus dem bei translatorischer Stoßanregung des Applanationskörpers in Verfahrerrichtung aufgezeichneten Auslenkungs-Zeit-Diagramm in Bild 4.7 ersichtlich ist, stellt sich das *Feder-Masse-System* als ausgesprochen *dämpfungsarm* und mit einer Schwingmasse von  $m_A \approx 5 \text{ g}$  auch als *massearm* dar. Die einzige messbare Dämpfung wird von einer geringen Gleitreibung der Linearführung des Applanationskörpers verursacht. Diese Tatsache ist im Hinblick auf die Nutzung als Kraftsensor für das bereits beschriebene Verfahren unerlässlich, da ansonsten der in Gleichung 4.12 beschriebene lineare Zusammenhang nur im statischen Fall gültig ist.

Aus dem Verlauf der Einhüllenden bei der in obigem Diagramm gezeigten freien Schwingung lässt sich die Dämpfungszeitkonstante  $\tau$  gemäß der Beziehung

$$\tau = \frac{t_2 - t_1}{\ln\left(\frac{\hat{s}(t_2)}{\hat{s}(t_1)}\right)} \quad (\text{Gl. 4.18})$$

aus den Amplituden  $\hat{s}(t_1)$  und  $\hat{s}(t_2)$  zweier Signalmaxima zu bekannten Zeitpunkten  $t_1$  und  $t_2$  berechnen zu  $\tau = 0,645 \text{ s}$ .



**Bild 4.7:** Eigenschwingverhalten des Applanationskolbens bei Pulsanregung

Als Eigenfrequenz ergibt sich aus der Fourier-Transformierten des Zeitverlaufs der Auslenkung (siehe Bild 4.7 unten) ein Wert von  $f_E = 74,3 \text{ Hz}$ . Der Funktionsverlauf über der Frequenz zeigt, dass außer der Grundschwingung keine höheren harmonischen Signalanteile mehr auftreten und somit die idealisierte Annahme eines Feder-Masse-Systems bestätigt werden kann.

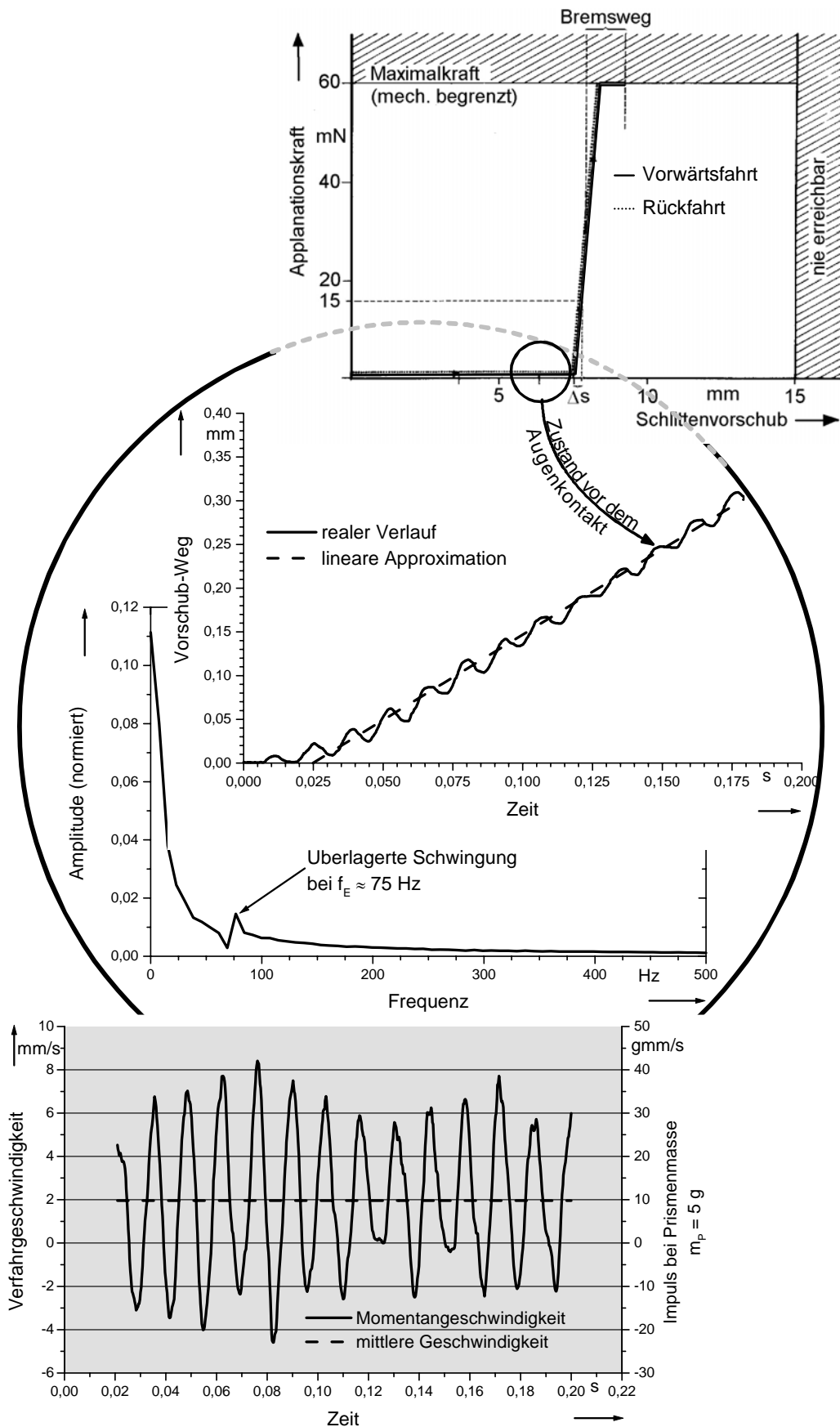
Zur Durchführung der Applanationsmessung muss, wie bereits geschildert, der Verfahrslitten motorisch in Richtung auf das Auge zu bewegt werden. Das Einschalten des Vortriebsmotors stellt dabei bis zum Erreichen einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit zum einen eine pulsartige Stoßanregung dar, so dass sich in der Folge eine Schwingung des Feder-Masse-Systems gemäß obiger Schilderung einstellt, zum anderen sorgt die Verwendung eines Schrittmotors funktionsbedingt für eine periodische mechanische Pulsanregung, die für eine Aufrechterhaltung der Schwingung sorgt. Dieses Verhalten lässt sich, wie in Bild 4.8 Mitte gezeigt, messtechnisch nachweisen. Der Vorschubbewegung ist erkennbar eine Schwingung überlagert, deren Frequenz in guter Näherung der ermittelten Eigenfrequenz  $f_E$  des Schwingensystems entspricht. Solange der derart schwingende Applanationskörper sich auf das Auge zubewegt, macht sich die Schwingung nur



als *Messfehler am Kraftsensor* bemerkbar, der bei bekannter Frequenzlage leicht ausgefiltert werden kann. Kritischer ist die *Unbestimmtheit der Geschwindigkeit*, mit der der Applanationskörper auf das Auge aufsetzt (siehe Bild 4.8 oben). Die Größenordnung der Schwankung der Momentangeschwindigkeit des Applanationskörpers in Bezug zur mittleren Vorschubgeschwindigkeit ist deutlich im Diagramm in Bild 4.8 unten zu erkennen. Während im gezeigten Fall die gewollte Vorschubgeschwindigkeit bei  $v_{Vorschub} \approx 2 \text{ mm/s}$  liegt, erreicht die Momentangeschwindigkeit bis zu viermal so hohe Werte, kann aber durchaus auch zu null kompensiert werden oder sogar negative Werte annehmen. Diese in Grenzen stochastische Ausgangslage zu Beginn der Applanation kann sich in verschiedener Hinsicht auf die Messwerte und Messgenauigkeit auswirken:

- Bei zu hoher Aufsetzgeschwindigkeit erfolgt die Applanation zu schnell. Die *Messdynamik von Kraft- und Flächensensorik reicht nicht aus*. Die Kraftmessung erfolgt nicht exakt zum Zeitpunkt der Sollapplanation.
- Die Kammerwasserfluidik wird über die Cornea zu Schwingungen angeregt. Der *Momentanwert des Augeninnendrucks schwankt*, so dass bei Erreichen der Sollapplanationsfläche ein Druckwert gemessen wird, der nicht dem statischen (mittleren) Augeninnendruck entspricht.
- Die elastische Deformation von Cornea und Bulbus bewirkt bei einer Schwingungsanregung des Kammerwassers eine *zusätzliche Phasenverschiebung zwischen Druck und Volumenstrom*. Dies führt zu einer weiteren Fehlzuordnung von applaniertem Volumen zum zugehörigen Druck.

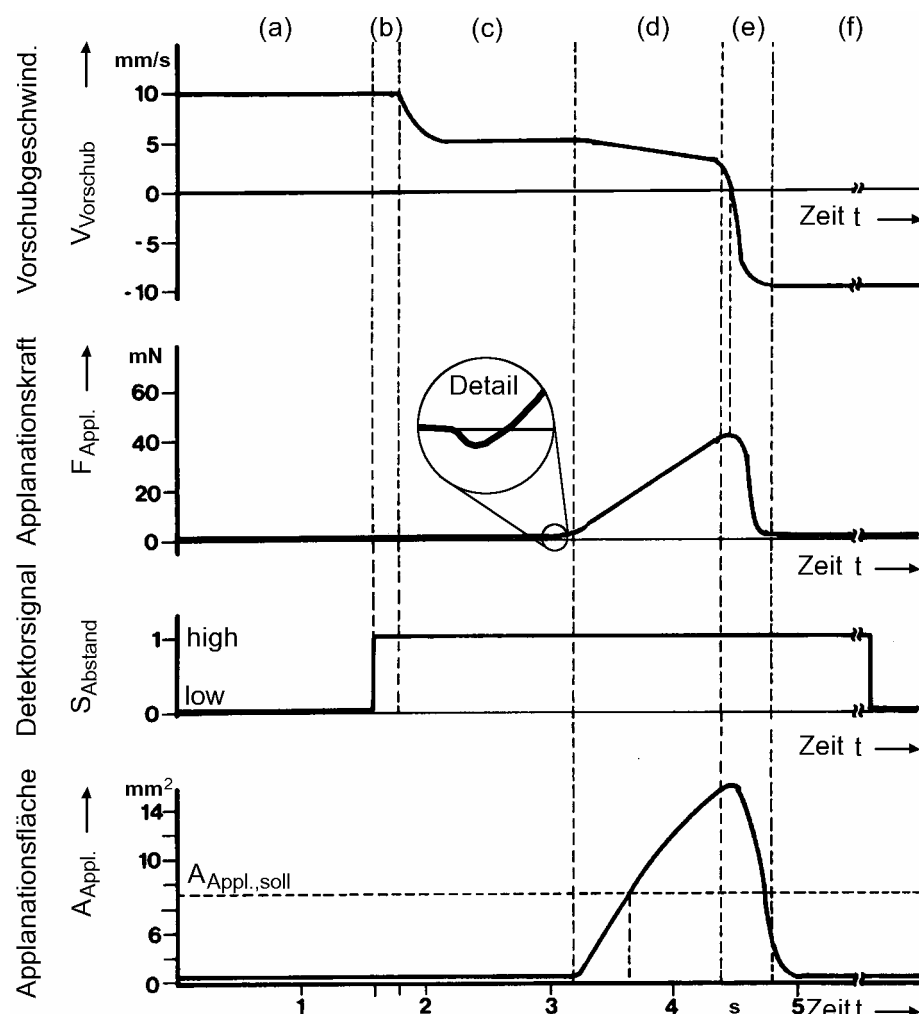
Als Abhilfe bei obigen Problematiken bieten sich sowohl direkte, die Ursachen bekämpfende Maßnahmen als auch indirekte, die Auswirkungen mildernde Maßnahmen an. Die zunächst naheliegende Möglichkeit einer gezielten Bedämpfung des Schwingsystems kommt aus den eingangs dieses Kapitels bereits geschilderten Erwägungen (Beeinträchtigung des Kraftmessverfahrens) nicht in Betracht. Auch eine Verringerung der Masse des Applanationskörpers stößt schnell an physikalische Grenzen des Flächenmessverfahrens, das in dieser Hinsicht (durch geeignete Werkstoff- und Geometriewahl) bereits optimiert worden ist.



**Bild 4.8:** Unbestimmtheit der Aufsetzgeschwindigkeit des Applationskörpers auf das Auge aufgrund freier Oszillationen des Feder-Masse-Systems

Im vorliegenden Fall verbleiben als direkte Maßnahmen der Schwingungsvermeidung die definierte Regelung des Beschleunigungs- und Bremsverhaltens des Vortriebsystems sowie die Vermeidung der Übertragung von periodischen Antriebsimpulsen, so dass eine Resonanzanregung nicht zustande kommt.

Das Gerätekonzept des Selbsttonometers sieht hierzu fünf verschiedene Phasen des automatischen Messablaufs vor. Wie in Bild 4.9 gezeigt wird, beschleunigt das Vortriebsystem zunächst den Verfahrslitten auf eine hohe Grobannäherungsgeschwindigkeit von  $v_l \approx 10 \text{ mm/s}$  (Ausgangsphase (a)). Ein auf dem Prinzip der Reflexionslichtschranke basierender Infrarot-Näherungsschalter "erkennt" rechtzeitig den unmittelbar bevorstehenden Kontakt des Applanationskörpers mit der Cornea (Phase (b)).



**Bild 4.9:** Zeitliche Verläufe von Vorschubgeschwindigkeit, Applanationskraft, Detektorsignal und Applanationsfläche während eines Messzyklus  
 (a) Grobannäherung, (b) Objekterfassung, (c) Feinannäherung, (d) Applanation, (e) Entlastung, (f) Rücklauf

Daraufhin wird die Vorschubgeschwindigkeit sukzessive und "sanft" auf eine beabsichtigte Kontaktgeschwindigkeit von  $v_2 \approx 1 \text{ mm/s}$  verringert (Phase (c)). Als Parameter für die Verzögerungsregelung dienen dabei sowohl die Antriebsdrehzahl als auch die Auslenkung des Kraftsensors im Schwingungsfall, so dass aktiv auf die Annäherungsgeschwindigkeit des "Endeffektors" Applanationskörper ausgeregelt wird. Somit ist ein reproduzierbarer Ausgangszustand vor der Applanation gewährleistet.

Als indirekte Maßnahme zur Messfehlervermeidung kommt ein Zwei-Phasen-Verfahren der Messwertermittlung von Kraft und Fläche zum Einsatz. Dazu wird zunächst, wie in der Detailansicht von Bild 4.9 erkennbar, der Kontakt des Applanationskörpers mit der Tränenflüssigkeit (erkennbar am negativen Ausschlag des Kraftsensors) abgewartet. Ab diesem Zeitpunkt werden bei weiterhin konstanter Verfahrensgeschwindigkeit des Vortriebssystems gemäß der Verarbeitungsdarstellung in Bild 4.10 a) synchron zeitgleiche Wertepaare von Kraft- und Flächenmesswerten ermittelt, digitalisiert und gespeichert (siehe auch Bild 4.9 Phase (d)). Diese erste Phase der Messwertakquisition erfolgt mit festem Zeittakt und es werden im Mittel etwa 100 Wertepaare aufgezeichnet. Bei Erreichen einer Applanationsfläche von  $A_{Appl.} = 10 \text{ mm}^2$  oder bei Erreichen der Grenz-Applanationskraft von  $F_{Appl.,max} = 60 \text{ mN}$  (je nachdem, welche Grenze zuerst erreicht wird) wird die Messwertaufzeichnung beendet, das Vortriebsystem gestoppt und reversiert (Phase (e)).

Während der Rückfahrt des Verfahrensschlittens (Phase (f) in Bild 4.9) erfolgt die zweite, nicht zeitkritische Phase der Messdatenauswertung gemäß der Verarbeitungsdarstellung in Bild 4.10 b). Dabei werden in zwei Schritten zunächst aus den gespeicherten Daten zwei Wertepaare  $(A_i, F_i)$  und  $(A_{i+1}, F_{i+1})$  ermittelt, die unmittelbar vor und nach dem Nulldurchgang der Kraft am Kraftsensor gemessen worden sind. Aus diesen Werten wird gemäß dem Ansatz

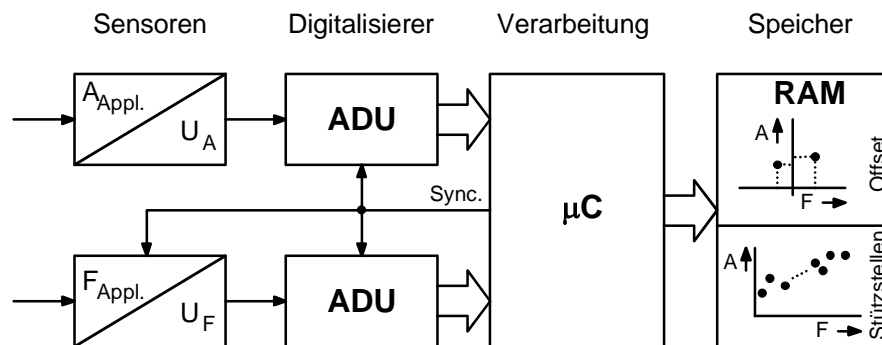
$$\tilde{A}(F_i) = a \cdot F_i + A_0 \quad (\text{Gl. 4.19})$$

(Geradengleichung mit der Steigung  $a$  und der Nullpunktverschiebung  $A_0$ ) durch Interpolation die "Nullapplanation", d. h. der durch den Tränenring bedingte und sich bei Kompensation von Kohäsions- und Hornhautelastizitätskräften einstellende Flächenfehler  $A_0 = A_{\text{Offset}}$  bestimmt zu

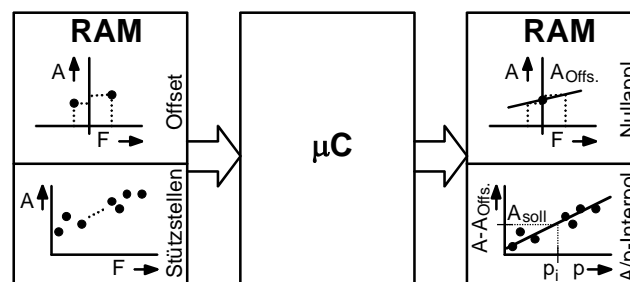
$$A_0 = \frac{F_{i+1} \cdot A_i - F_i \cdot A_{i+1}}{F_{i+1} - F_i}. \quad (\text{Gl. 4.20})$$

Dieser wird von allen weiteren Flächenmesswerten als Offset abgezogen.

a) Messdatenakquisition (online)



b) Messdatenauswertung (offline)



**Bild 4.10:** Optimiertes Zwei-Phasen-Verfahren zur Unterdrückung systematischer und stochastischer Fehler bei der Augeninnendruckmessung  
*A* Fläche, *F* Kraft, *U* elektrische Spannung, *Appl.* Applanation, *Sync.* Synchronisation, *Offs.* Offset, *p* Druck, *i* Laufindex, *µC* Mikrocontroller

Im zweiten Schritt werden aus den im Flächenbereich der Soll-Applanation gemessenen  $n$  Wertepaaren  $\{A_1, F_1 \dots A_n, F_n\}$  nach dem Kriterium der kleinsten quadratischen Fehlerabweichung für diskrete Funktionswerte nach der Beziehung

$$\sum_{i=1}^n (A_i - \tilde{A}(F_i))^2 \rightarrow \text{Min!} \quad (\text{Gl. 4.21})$$

durch lineare Interpolation die Parameter einer Geradengleichung (siehe Gleichung 4.19) bestimmt, aus der sich der wahrscheinlichste Kraftwert zum Zeitpunkt der Soll-Applanation errechnen und gemäß Gleichung 4.6 in einen Druckwert umskalieren lässt. Stochastische Fehler (z. B. Quantisierungsrauschen der Analog-Digital-Umsetzer, noch verbliebe-

---

ne Schwingungsanteile etc.) lassen sich auf diese Weise weitgehend eliminieren, und die Notwendigkeit, den Kraftwert exakt bei Soll-Appanation zu messen, entfällt.

In der messtechnischen Anwendung am Patienten erweist sich das beschriebene Verfahren für die Selbsttonometrie als praktikabel und zuverlässig. Insbesondere sind in gleicher Weise auch schwerkraftbedingte Lageabhängigkeiten bei statischer Anwendung problemlos zu kompensieren. Diesbezüglich konnten Geräteausführungen nach diesem Messkonzept ihre Eignung auch unter Schwerelosigkeitsbedingungen im Weltraum unter Beweis stellen [DRA-99].