

1  
2  
3  
4  
5  
6  
7  
8  
9  
10  
11  
12  
13  
14  
15  
16  
17  
18  
19  
20  
21  
22  
23  
24  
25  
26  
27  
28  
29  
30  
31  
32  
33

Aus dem Institut für Experimentelle Ophthalmologie  
An der der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes, Homburg/Saar

**Moderne Kataraktchirurgie: Refraktive Ergebnisse moderner Intraokularlinsenstärken-  
Berechnungsformeln hinsichtlich Vorhersagegenauigkeit des sphärischen  
Äquivalents**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin (Dr. med.)  
der Medizinischen Fakultät  
der UNIVERSITÄT DES SAARLANDES  
2021**

vorgelegt von: Jascha Armin Wendelstein  
geb. am: 16.08.1988 in München, Deutschland

34	<b>Inhalt</b>	
35	Abstract .....	3
36	Abstract .....	4
37	1. Einleitung .....	5
38	1.1 Grundlagen .....	5
39	1.2 Mögliche Fehlerquellen .....	9
40	1.3 IOL-Konstanten und Optimierung.....	12
41	1.4 Die Linsenformeln .....	14
42	1.5 Second Eye Refinement .....	16
43	1.5 Sonderfälle der Linsenberechnung .....	17
44	1.5.1 Augen nach Laserkorrektur .....	17
45	2. Methodik.....	27
46	2.1 Studiendesign .....	27
47	2.2 Intraokularlinsenberechnung.....	28
48	2.3 Konstantenoptimierung .....	28
49	2.4 Statistische Analyse.....	28
50	3. Ergebnisse .....	30
51	3.1 Demographik: .....	30
52	3.2 Zusammensetzung der Datensätze .....	30
53	3.3 Formelkonstanten: .....	35
54	3.4 Normalverteilung: .....	35
55	3.5 Linsenberechnung .....	35
56	3.6 Testung der Formeln .....	46
57	3.6.1 Vergleich aller Formeln in der Gesamtkohorte .....	61
58	3.7 Trendfehler .....	65
59	3.8 Darstellung der Vorhersagefehler .....	69
60	4. Diskussion.....	78
61	5. Conclusio .....	90
62	Interessenkonflikte und Anmerkungen.....	91
63	6. Referenzen .....	92
64	7. Publikationen .....	98
65	8. Danksagung.....	102
66	9. Abkürzungsverzeichnis.....	104
67	10. Curriculum Vitae .....	106
68		

69 **Abstract**

70

71 **Zielsetzung:** Die gewissenhafte Kunstlinsenberechnung stellt heutzutage einen wichtigen  
72 Schritt im Patientenmanagement dar. Diese Arbeit hat zum Ziel, die Hintergründe der  
73 Kunstlinsenberechnung zu erklären und die neuen multivariablen Linsenberechnungsformeln  
74 in einem Vergleich an mehreren Intraokularlinsenplattformen gegenüberzustellen.

75 **Methodik:** Es handelt sich um eine retrospektive multizentrische Studie. Im Rahmen der  
76 Fallserie wurden anonymisierte Datensätze der Augen- und Laserklinik Castrop-Rauxel  
77 (Deutschland), des Augencentrums Rosenheim (Deutschland), sowie dem Dean McGee Eye  
78 Institute (University of Oklahoma, Oklahoma City, Vereinigte Staaten von Amerika)  
79 eingeschlossen. Die Patienten unterzogen sich unkomplizierten Kataraktoperationen mit  
80 Implantation der Intraokularlinsen Vivinex XY1 (Hoya Surgical Optics), AAB00 (Johnson &  
81 Johnson Vision), ZCB00 (Johnson & Johnson Vision) und AcrySof SN60WF (Alcon  
82 Laboratories). Die Ergebnisgrößen waren: mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medianer  
83 absoluter Vorhersagefehler, mittlerer Vorhersagefehler, Standardabweichung des  
84 Vorhersagefehlers und medianer Vorhersagefehler. Des Weiteren wurde der Prozentsatz der  
85 Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von 0,25 D, 0,5 D, 0,75 D und 1,0 D  
86 erhoben.

87 **Resultate:** Es wurden insgesamt 2573 Augen von 2573 Patienten analysiert. Die Formeln  
88 K6 und EVO 2.0 zeigten eine hervorragende Leistung bei kurzen, normalen und langen  
89 Augen. Klassische Formeln schnitten schlechter ab als multivariable Formeln der neuen  
90 Generation. Die Barrett Formel schnitt bei kurzen Augen schlecht ab.

91 **Conclusion:** Die Formeln K6 und EVO 2.0 können für Augen aller Achslängen empfohlen  
92 werden. Generalisiert lohnt der Einsatz von multivariablen Formeln der neuen Generation,  
93 besonders bei kurzen und langen Augen. Die Barrett Formel sollte nicht bei kurzen Augen  
94 verwendet werden. Wenn Daten für einen Linsentyp bestehen, so können die Formeln nach  
95 Linsentyp ausgesucht werden.

96

97 **Abstract**

98

99 **Modern cataract surgery: refractive results of modern intraocular lens power calculation**

100 **formulas in terms of spherical equivalent prediction accuracy.**

101

102 **Objective:** Diligent intraocular lens calculation is an important step in patient management  
103 nowadays. This work aims to explain the background of artificial lens calculation and to  
104 compare the new multivariable lens calculation formulas in a comparison on several  
105 intraocular lens platforms.

106 **Methods:** This is a retrospective multicenter study. The case series included anonymized  
107 data sets from the Augen- und Laserklinik Castrop-Rauxel (Germany), the Augencentrum  
108 Rosenheim (Germany), and the Dean McGee Eye Institute (University of Oklahoma,  
109 Oklahoma City, United States). Patients underwent uncomplicated cataract surgery with  
110 implantation of Vivinex XY1 (Hoya Surgical Optics), AAB00 (Johnson & Johnson Vision),  
111 ZCB00 (Johnson & Johnson Vision), and AcrySof SN60WF (Alcon Laboratories) intraocular  
112 lenses. Outcome measures were: mean absolute prediction error, median absolute  
113 prediction error, mean prediction error, standard deviation of prediction error, and median  
114 prediction error. Furthermore, the percentage of eyes within an absolute prediction error of  
115 0,25 D, 0,5 D, 0,75 D, and 1,0 D was analyzed.

116 **Results:** A total of 2573 eyes from 2573 patients were analyzed. The K6 and EVO 2.0  
117 formulas showed excellent performance in short, normal, and long eyes. Classical formulas  
118 performed worse than new generation multivariable formulas. The Barrett formula performed  
119 poorly for short eyes.

120 **Conclusion:** The K6 and EVO 2.0 formulas can be recommended for eyes of all axial  
121 lengths. Generalized, the use of multivariable formulas of the new generation is worthwhile,  
122 especially for short and long eyes. The Barrett formula should not be used for short eyes. If  
123 data exist for a certain intraocular lens platform, the formulae can be selected according to  
124 lens platform.

125

126

## 127        **1. Einleitung**

128 Die Kataraktoperation ist heutzutage eine der weltweit häufigsten chirurgischen Eingriffe und  
129 hat die Wandlung von einem rein kurativen zu einem refraktiven Eingriff durchlebt. Mit dem  
130 Aufkommen neuerer Intraokularlinsenmodelle (IOLs), deren fortschrittliche Designs dem  
131 Patienten eine weitgehende Brillenunabhängigkeit versprechen, ist auch der Anspruch der  
132 Patienten an das postoperative Endresultat bemessen an subjektiven Markern wie  
133 Sehschärfe und Brillenunabhängigkeit in zuvor vereinbarten Distanzen gestiegen.  
134 Genauigkeit in der präoperativen Biometrie bis hin zur IOL Berechnung sind daher ein Muss,  
135 denn die postoperative Refraktion ist nicht nur ein Maß für die Patientenzufriedenheit,  
136 sondern gleichzeitig auch für die Reputation des Operateurs.

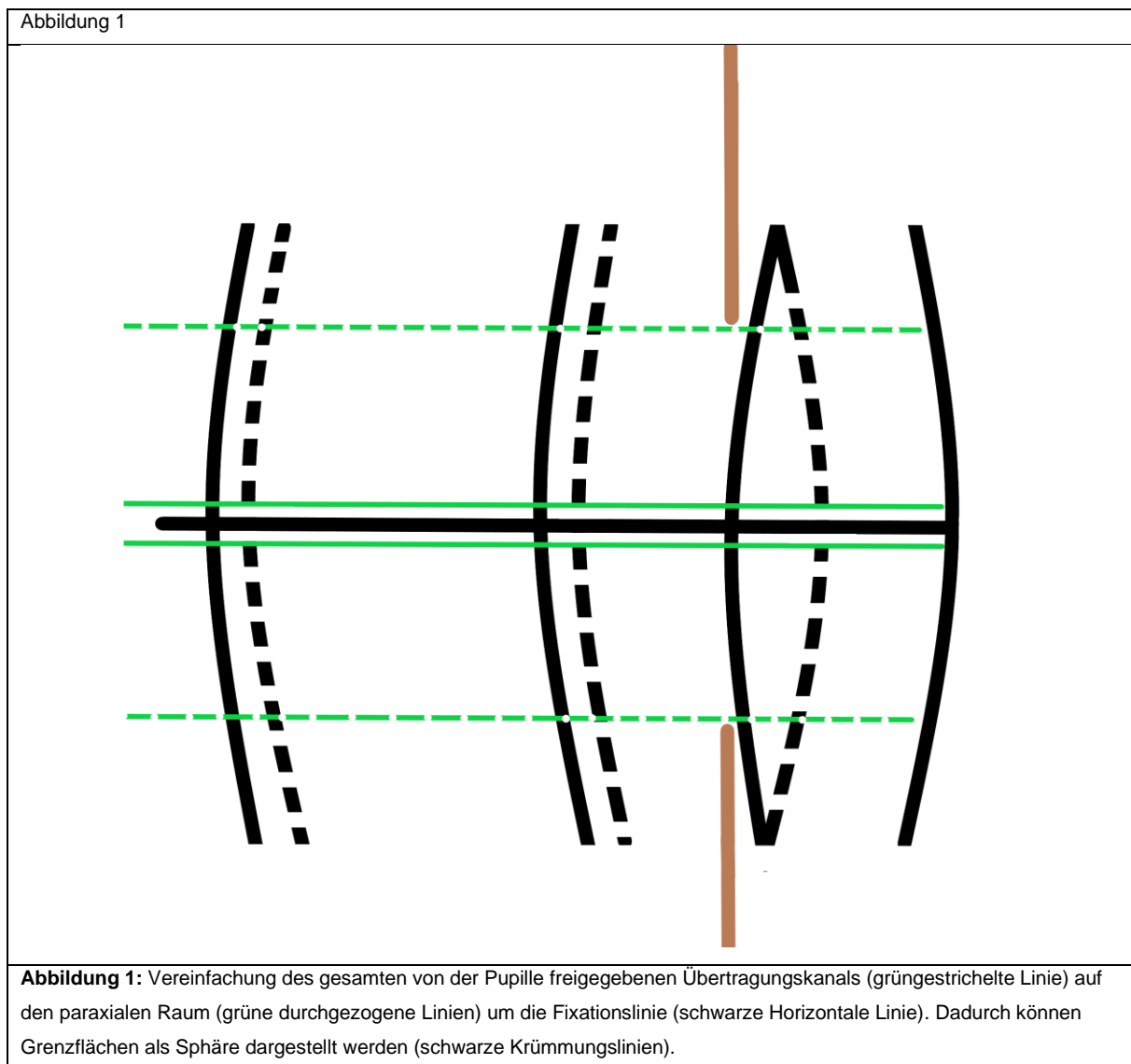
137 Wurden In den letzten Jahrzehnten vor allem die Haigis, Holladay, Hoffer Q und SRK/T  
138 Formeln zur Berechnung der IOL Stärke ( $P_{IOL}$ ) verwendet, wird im Rahmen dieser Arbeit vor  
139 allem auf die Grundlagen und die rezentesten Entwicklungen im Bereich der  $P_{IOL}$ -  
140 Berechnung eingegangen.

### 141        **1.1 Grundlagen**

142 Grundsätzlich gibt es drei verschiedene Möglichkeiten eine IOL zu berechnen. Hierzu zählen  
143 empirische Berechnungen, theoretisch optische Formeln, und Raytracing.

144 Der Vorteil von *empirischen Ansätzen* ist die Unabhängigkeit von Modellfehlern, allerdings  
145 lassen sich im Umkehrschluss mit empirischen Ansätzen die bestehenden physikalischen  
146 Zusammenhänge der Optik nicht nutzen. Voraussetzung für empirische Rechenstrategien  
147 sind große Datensätze, die z.B. mittels Regressionsrechnungen oder modernen Verfahren  
148 des überwachten Lernens genutzt werden, um ein Ergebnis vorauszusagen. Die SRK  
149 Formel ist ein inzwischen obsoletes Beispiel für empirische Berechnungen. <sup>1</sup> Heute viel  
150 interessanter ist das Nutzen von großen Datensätzen mittels Maschinenlernens (ML) bzw.  
151 mehr spezifisch mit Deep Learning (DL). Hier werden biometrische Werte mit dem klinischem  
152 Outcome verbunden und mit einem Algorithmus bearbeitet, der selbstständig versucht  
153 Zusammenhänge zwischen Eingangsgrößen und Zielgrößen (z.B.  $P_{IOL}$ , oder  
154 Zielrefraktion(ZR)) herzustellen. <sup>2</sup> Das heute bekannteste Beispiel für die Anwendung für  
155 künstliche Intelligenz als empirischer Ansatz ist die Hill-RBF Methode. Die künstliche  
156 Intelligenz (KI) muss anhand eines Datensatzes trainiert werden. Je besser die Qualität des  
157 Datensatzes, desto besser auch das Ergebnis, unzuverlässige Daten, z.B. unsichere  
158 postoperative Refraktionen, desto ungenauer das Ergebnis. Ist der Parameterraum nicht  
159 ausreichend mit Lerndatensätzen abgedeckt treten Schwierigkeiten bei der Vorhersage auf.  
160 Das bedeutet konkret, dass z. B. seltene Kombinationen aus Biometerwerten wie lange  
161 Augen mit steilen Radien oder kurze Augen mit flachen Radien mit dem Algorithmus nur  
162 unzureichend vorhergesagt werden können.

163 Ein modellbasierter Ansatz ist die Berechnung der  $P_{IOL}$  durch *theoretisch optische Formeln*,  
164 die auf linearer geometrischer Optik basieren. Hier wird für die Berechnung ein  
165 pseudophakes Augenmodell herangezogen, z.B. Augenmodelle nach Gullstrand, Liou &  
166 Brennan, Navarro, oder Atchison.<sup>3-6</sup> Um einfache Berechnungen möglich zu machen wird  
167 das Brechungsgesetz vereinfacht und die lineare Gaußsche Optik (gültig im paraxialen  
168 Raum, einem schmalen Kanal rund um die Fixationsachse (anstelle des gesamten von der  
169 Pupille freigegebenen Übertragungskanals)) herangezogen, sodass Grenzflächen idealisiert  
170 als Sphäre oder Sphärozyylinder dargestellt werden und die Asphärität und optische  
171 Aberrationen unberücksichtigt bleiben (**Abbildung 1**).



172

173 Bei einer Raytracing Analyse werden die einzelnen Strahlen berechnet und anschließend auf  
174 allen Oberflächen der Linse und Hornhaut gebrochen. Da somit die physikalischen  
175 Abmessungen und refraktiven Indices aller optischen Medien klar definiert sein müssen,  
176 muss man sich auch beim Raytracing eines pseudophaken Augenmodelles bedienen. Hier

177 kommt das Brechungsgesetz nach Snellius zum Einsatz und berücksichtigt brechende  
 178 Grenzflächen als Individualflächen. Dementsprechend können Asphärität und  
 179 Pupillengröße in die Berechnung mit einfließen. Wichtig für eine gute Berechnung mittels  
 180 Raytracing ist die Vollständigkeit und Genauigkeit der Messdaten: Raytracing kann seine  
 181 Stärke nur ausspielen, wenn zuverlässige Messdaten von vorderer und hinterer  
 182 Hornhautkrümmung ( $R_{CA}$  und  $R_{PC}$ ), Designdaten und Brechungsindex der einzusetzenden IOL  
 183 und die Größe und Position der Pupille als Messdaten vorliegen. Die Designdaten der IOL-  
 184 Hersteller sind hier eine große Hürde, da diese allgemein öffentlich gemacht werden.

185 Wie oben beschrieben basieren *theoretisch optischen Formeln* und das *Raytracing* auf dem  
 186 Einsatz eines pseudophaken Augenmodells. Diese geben als ZR die Brillenrefraktion an. In  
 187 seiner einfachsten Form besteht ein Augenmodell aus drei brechenden Grenzflächen: Die  
 188 Brille als vereinfachte dünne Linse, die Hornhaut als vereinfachte dünne Linse und die IOL  
 189 als dünne Linse. Wie angedeutet, kann das Augenmodell erweitert und verallgemeinert  
 190 werden, indem man die Hornhaut und/oder die Linse als dicke Linse mit jeweils 2  
 191 Grenzflächen darstellt. Die Strecke zwischen Brillenrückfläche und Hornhautscheitel (HSA)  
 192 muss bei großen Abweichungen der Zielrefraktion von der Emmetropie berücksichtigt  
 193 werden (**Abbildung 2**). Die Strecke zwischen Hornhaut und IOL wird entweder als effektive  
 194 Linsenposition (ELP) bezeichnet (wenn diese durch Konstanten von der tatsächlich  
 195 vermuteten Position nach IOL Implantation bewusst abweichen kann, fiktive IOL-Position),  
 196 oder als axiale Linsenposition (ALP) (wenn die tatsächliche geometrische Position der IOL im  
 197 Auge beschrieben wird). Will man das Hornhautmodell auf eine dicke Meniskuslinse  
 198 umstellen, benötigt man weiterhin die zentrale Hornhautdicke (ZHD), bzw. im Falle einer  
 199 dicken Linse für die IOL dementsprechend die zentrale Linsendicke (LD), beide Krümmungen  
 200 der IOL und den entsprechenden Brechungsindex des Linsenmaterials.

201

202 Die klassischen Formeln der paraxialen Optik zur Berechnung der  $P_{IOL}$  basieren auf einer  
 203 klassischen  $P_{IOL}$ -Berechnungsformel, die erstmals von Fyodorov und später unabhängig von  
 204 Gernet, Ostholt und Werner beschrieben wurde.<sup>7,8</sup>

205

$$P_{IOL} = \frac{n_{GK}}{AL - ELP} - \frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{\frac{P_{BR}}{(1 - P_{BR} \cdot 0,012)} - HSA} + P_C} - \frac{ELP}{n_{KW}}}}$$

206  $P_{IOL}$  steht dabei für die IOL Brechkraft,  $P_{BR}$  für die Brillenrefraktion,  $P_C$  für die  
 207 Hornhautbrechkraft,  $n_{GK}$  für den Brechungsindex des Glaskörpers und  $n_{KW}$  für den

208 Brechungsindex des Kammerwassers. AL steht für die Achslänge. Die Formel kann beliebig  
209 umgeformt werden, je nachdem welcher Wert (z.B.  $P_{IOL}$ , oder  $P_{BR}$ ) gesucht wird.

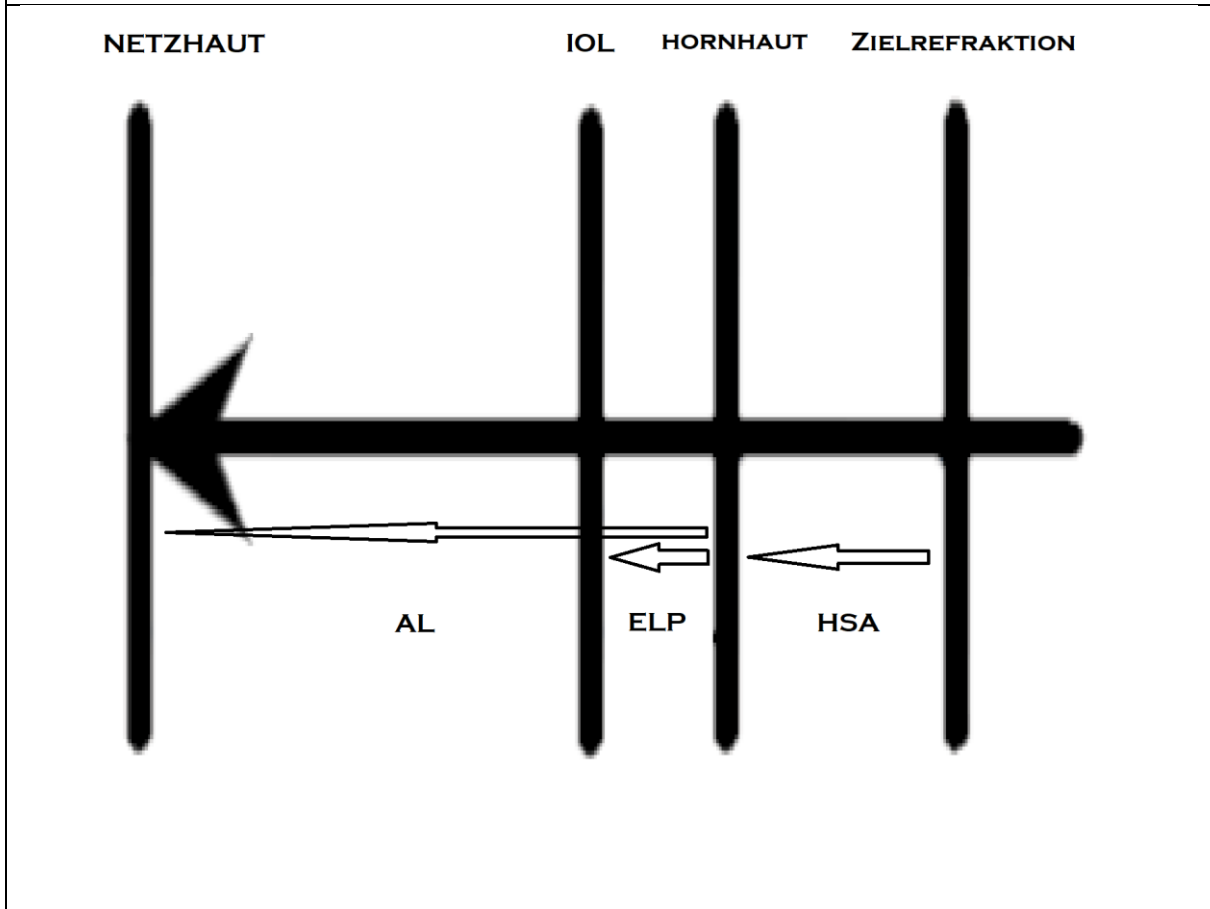
210 Als kritische Größen sind die ELP und aus der optischen Biometrie die AL und die  $R_C$  bzw.  
211  $P_C$  zu sehen. Die klassischen Berechnungsformeln unterscheiden sich in der Hauptsache  
212 durch die Interpretation der  $P_C$  aus  $R_C$  unter Verwendung eines Keratometerindex ( $n_K$ ) sowie  
213 durch das Konzept der ELP-Schätzung. Die Brechungsindices werden aus den vorher  
214 erwähnten Augenmodellen entnommen. Steht der Berechnungsweg also fest gilt es diesen  
215 mit Messparametern zu füllen. Da wir das pseudophake Auge vor der Operation nicht  
216 vorliegen haben, werden die Messgrößen am phaken Auge ermittelt. Die Messparameter  
217 werden heutzutage üblicherweise mittels optischer Biometrie ermittelt.<sup>9</sup>

218 Unbedingt notwendige Parameter sind:

- 219 • AL
- 220 •  $R_C/P_C$
- 221 • Weiters können für die Berechnung der IOL oder der Vorhersage der  
222 ELP/ALP gemessen werden:
- 223 • Rückflächenradien der Hornhaut
- 224 • ZHD
- 225 • Vorderkammertiefe (VKT)
- 226 • LD
- 227 • Horizontaler Hornhautdurchmesser (WTW)
- 228 • Geschlecht
- 229 • Alter des Patienten
- 230



**Abbildung 2**



**Abbildung 2:** In seiner einfachsten Form besteht ein Augenmodell aus drei brechenden Grenzflächen: Die Brille als vereinfachte dünne Linse, die Hornhaut als vereinfachte dünne Linse und die Intraokularlinse als dünne Linse. Das Augenmodell kann erweitert und verallgemeinert werden, indem man die Hornhaut und/oder die Linse als dicke Linse mit jeweils 2 Grenzflächen darstellt.

231

## 232 1.2 Mögliche Fehlerquellen

233 Beschäftigt man sich mit der Biometrie und den Fehlerquellen der  $P_{IOL}$ -Berechnung muss

234 man sich zunächst einmal den Einfluss der einzelnen biometrischen Größen anschauen.

235 Hierzu vergleichen wir exemplarisch je ein fiktives kurzes Auge, normales Auge und langes

236 Auge (**Tabelle 1**). Die Dimensionen der Segmente entnehmen wir einem großen

237 mitteleuropäischen Patientenkollektiv von über 10000 Augen.<sup>10</sup> Für die  $P_{IOL}$  und ELP

238 Berechnung nehmen wir die Castrop Formel für eine Johnson & Johnson Tecnis ZCB00 IOL

239 optimiert an einem unabhängigen Datensatz mit dem Ergebnis der Konstanten  $C = 0,43$ ,  $H =$

240  $0$ ,  $R = -0,07$  und einer ELP basierend auf AL, LD, VKT,  $R_{CA}$ .

241

	Kurzes Auge	Normales Auge	Langes Auge
AL (mm)	21,13	23,54	26,08
VKT (phak) (mm)	2,59	3,17	3,6
R <sub>CA</sub> / P <sub>C</sub> (mm / dpt)	7,35 / 45,92	7,71 / 43,77	7,74 / 43,60
ELP (mm)	4,42	4,95	5,55
Emmetropisierende P <sub>IOL</sub> (dpt)	26,59	20,89	13,32
$\Delta P_{IOL}/\Delta AL$	-4,17 dpt/1 mm	-3,44 dpt / 1 mm	-2,84 dpt / 1 mm
$\Delta P_{IOL}/\Delta R_{CA}$	7,14 dpt/1 mm	6,70 dpt / 1 mm	6,89 dpt / 1 mm
$\Delta P_{IOL}/\Delta P_C$	-1,34 dpt/1 dpt	-1,37 dpt / 1dpt	-1,42 dpt / 1 dpt
$\Delta P_{IOL}/\Delta ELP$	2,84 dpt/1 mm	2,05 dpt / 1 mm	1,23 dpt / 1 mm

**Tabelle 1:** Drei fiktive Beispielaugen mit Standardwerten weiblicher Augen innerhalb eines großen Patientenkollektivs, Als Beispiellinse dient die Johnson & Johnson Tecnis ZCB00 Plattform. Für die Linsenstärken und ELP Berechnung nehmen wir die Castrop Formel mit den Konstanten C = 0,43, H = 0 , R= -0,07 und einem ELP Algorithmus berechnet basierend auf AL, LD, VKT, R<sub>CA</sub>. Für die Beispielaugen wurde ein Keratometerindex von 1,3375 ausgewählt und die LD auf 4,20 mm gesetzt.

242

243 Die ELP der Berechnungsformeln bezeichnet in der Regel den Abstand der Wirkebene der  
244 dünnen Referenzlinse vom vorderen Hornhautscheitel. Bei bikonvexen Linsen befindet sich  
245 die brechende Hauptebene zwischen den Scheitelpunkten der IOL. Ändert sich das Design  
246 auf eine Meniskuslinse wandert die Hauptebene je nach P<sub>IOL</sub> außerhalb der beiden IOL  
247 Scheitelpunkte. Angaben der Hersteller zum IOL Design stehen leider bis auf die P<sub>IOL</sub> in  
248 Form des Brechwertes bezogen auf die Hauptebene (nach ISO11979-1:2018) und teils die  
249 Korrektur der sphärischen Aberration nicht zur Verfügung, bergen aber das große Potential  
250 die Berechnung weiter zu verbessern, gerade wenn es Designunterschiede des selben IOL  
251 Typs in verschiedenen Stärken gibt und sich hier die brechenden Hauptebenen verschieben.  
252 Hierzu ist anzumerken, dass die Hauptebene in einem Szenario ohne kollimierten  
253 Eingangsstrahl von fraglicher Bedeutung ist. Von großem Interesse für die IOL Berechnung  
254 sind der Refraktivindex des optischen Materials der IOL, der Durchmesser der IOL-Optik, die  
255 zentrale Dicke, sowie die Randdicke der IOL, der Äquivalentbrechwert der IOL, der  
256 Coddington Faktor der IOL, sowie die Krümmung von Vorder- und Rückseite der IOL.

257 Die Labeling-Toleranz gemäß ISO11979 führt paradoxerweise dazu, dass die Toleranz mit  
258 steigender P<sub>IOL</sub> und damit steigendem Fehlerpotential zunimmt. Bei einer P<sub>IOL</sub> ab 30 dpt und  
259 mehr ist eine Abweichung des gelabelten Wertes von der tatsächlichen P<sub>IOL</sub> von 1 dpt  
260 zulässig. In der Praxis wird jedoch die Labeling-Toleranz von Linsenherstellern nicht  
261 ausgeschöpft. <sup>11,12</sup>

262 Die AL Messung der optischen Biometrie wurde seinerzeit aus Gründen der  
263 Rückwärtskompatibilität so kalibriert, dass sie im Mittel der Ultraschallmessung (vom  
264 Hornhautscheitel bis zur inneren Grenzmembran) entspricht. Tatsächlich gemessen wird  
265 allerdings die Strecke bis zum retinalen Pigmentepithel. <sup>13</sup> Dies ist zwar bei Verwendung von  
266 älteren Formeln im Zusammenspiel mit den derzeit etablierten Konstanten von Nöten, da

267 wir aber eigentlich bis zur Photorezeptorschicht messen wollen wird hier für neuere Ansätze  
268 ein Fehler eingebracht, der eigentlich durch direkte Angabe der Rohwerte vermeidbar wäre,  
269 anstelle diesen statistisch zu korrigieren.

270 In der optischen Biometrie messen wir dabei die Augenlänge durch das optische Kohärenz-  
271 bzw. Interferenzsignal und korrigieren diesen Wert mit dem Gruppenbrechungsindex. <sup>14</sup> Der  
272 Gruppenbrechungsindex stellt den streckengewichteten mittleren Brechungsindex über alle  
273 Medien hinweg dar. Für den ersten IOLMaster (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland)  
274 beträgt dieser 1,35491. Für spätere Modelle wurden komplexere Kalibrierungen vollzogen.  
275 Bei kurzen und langen Augen ist dadurch der Anteil von Linse und Hornhaut über- bzw.  
276 unterrepräsentiert, sodass hier lange Augen zu kurz und kurze Augen zu lang gemessen  
277 werden können. <sup>15-17</sup> Bei den optischen Biometern der neueren Generation werden alle  
278 Teilstrecken des Strahlengangs gemessen und ermittelt, sodass die vereinfachte Darstellung  
279 mit einem Gruppenbrechungsindex nicht mehr notwendig ist und die Brechungsindizes der  
280 einzelnen Teilstrecken berücksichtigt werden können. Gerade bei der natürlichen Augenlinse  
281 kann der Brechungsindex je nach Ausprägung der Linsentrübung erheblich variieren und  
282 sich somit auch auf die AL-Messung auswirken. <sup>18</sup> Aufpassen muss man jedoch bei Formeln,  
283 die dies bereits intern berücksichtigen, hier kann es durch einsetzen der korrigierten AL zu  
284 einer Doppelkorrektur kommen. Gerade bei den nicht offen gelegten Formeln ist dies vor  
285 Einsetzen der korrigierten AL zu überprüfen, der Gedanke liegt nahe, dass einige dieser  
286 Formeln AL-Korrekturen beinhalten.

287 Die Hornhaut wird bei den meisten theoretisch optischen Formeln als dünne Linse  
288 angenommen. Hieraus ergeben sich zwei Probleme: Zum einen muss die Referenzebene  
289 der dünnen Linse im Modellauge geklärt sein, zum anderen die Umrechnung von  $R_{CA}$  in den  
290 Brechwert der Hornhaut. Bezüglich der Referenzebene ist es in der Optik üblich die  
291 Gullstrand-Formel zu verwenden und die bildseitige Hauptebene der Hornhaut (etwa 50  $\mu\text{m}$   
292 vor dem Hornhautscheitel) zu berücksichtigen. Alternativ kann die vordere oder hintere  
293 Scheitelebene herangezogen werden. Das verwendete pseudophake Augenmodell impliziert  
294 jedoch, dass als Referenz die vordere Scheitelebene zu verwenden ist, da diese den Bezug  
295 zur ELP und der AL darstellt.

296 Mittels Keratometrie ermitteln wir nur  $R_{CA}$  durch Messung lokaler Radien an wenigen  
297 Punkten, nicht aber  $R_{CP}$ . Vereinfachende Modellannahmen führen dazu, dass wir uns ZHD  
298 und  $R_{CP}$  aus dem Modell entnehmen. Verschiedene Augenmodelle berichten  
299 unterschiedliche ZHD, bzw. auch verschiedene Radienverhältnisse (Verhältnis von  $R_{CA}$  und  
300  $R_{CP}$ ) und resultieren in unterschiedlichen Keratometerindices. Heute übliche Konvertierungen  
301 von  $R_{CA}$  zu  $P_C$  sind der sog. Zeiss-Index (1,332) sowie der Javal-Index (1,3375). Die ZHD  
302 und  $R_{CP}$  sind somit im fiktiven Brechungsindex implizit enthalten.

303 Da hier die präoperative Messung einfließt stellen chirurgisch induzierte Änderungen von  
304 ZHD oder  $R_{CA}$  ebenfalls eine Fehlerquelle dar. Könnten diese Änderungen zuverlässig  
305 vorhergesagt werden, sind sie einfach in die Berechnung aufzunehmen, in der Praxis zeigt  
306 sich jedoch eine sehr schlechte individuelle Vorhersagbarkeit der Änderungen.<sup>19</sup> Gerade die  
307 Annahme, dass der steile Meridian als Inzisionslokalisierung prädestiniert sei um den  
308 cornealen Astigmatismus zu reduzieren kann zu induzierter Asymmetrie bzw.  
309 Irregularisierung führen. Diese Asymmetrie entsteht durch die Abflachung eines einzelnen  
310 Hemi-Meridians an der Stelle der Inzision.<sup>20,21</sup>

311 Die Refraktionserhebung selbst stellt eine weitere Fehlerquelle dar.<sup>12,22</sup> Zu beachten ist,  
312 dass wenn mittels Konstantenanpassung nicht auf eine spezifische Refraktionsstrecke  
313 Rücksicht genommen wurde, sich die Berechnung einer Zielrefraktion mit einer theoretisch  
314 optischen Formel auf die Ferne bezieht. Die Refraktionsstrecke in der Praxis ist jedoch auf 4-  
315 6 m ausgerichtet (konform DIN/EN/ISO 8596). Eine in der klinischen Routine gemessene  
316 Emmetropie ist tatsächlich eine geringe Myopie, die dem Kehrwert der Refraktionsstrecke  
317 entspricht. Rein technisch, gibt es abhängig von der Sehschärfe Grenzen in der  
318 Reproduzierbarkeit einer Refraktion.<sup>22</sup> Zu dem speziellen Szenario der Refraktionserhebung  
319 bei Pseudophakie im Vergleich zur Refraktionserhebung des phaken Auges gibt es kaum  
320 Publikationen. Gerade mit dem neuen Markt an Premium IOL in den Segmenten der  
321 Multifokallinsen, EDOF Linsen und Monofokal-Plus Linsen mit erweitertem Tiefenbereich  
322 muss bedacht werden, dass eine detaillierte Analyse des Defokussierverhaltens notwendig  
323 wäre, um die „Fernrefraktion“ zu bestimmen. Beim Refraktieren muss dem durch ein  
324 Defokussieren mit Plusgläsern anstelle von Minusgläsern Rechnung tragen (z.B. Maximum  
325 Plus Technik). Beim Auswerten von IOL Berechnungsformeln ist eine monokulare  
326 Refraktion heranzuziehen, da die Augen unabhängig voneinander berechnet werden. Ein  
327 Binokularabgleich ist für die Brillenanpassung wichtig, für die Formelauswertung nicht. Bei  
328 diffraktiven IOLs, die in die chromatische Aberration eingreifen ist das Weglassen eines Rot-  
329 Grün-Abgleiches zu bedenken. Eine Autorefraktion sollte aus genannten nicht zum Einsatz  
330 kommen.<sup>23,24</sup>

331

### 332 **1.3 IOL-Konstanten und Optimierung**

333 Neben dem Umrechnen von  $P_C$  aus dem gemessenen Vorderflächenradius ist wie oben  
334 erwähnt der große Unterschied zwischen den veröffentlichten Berechnungsformeln in erster  
335 Linie die ELP in die verschiedene Messwerte der präoperativen Biometrie einfließen (**Tabelle**  
336 **2**).

337

Formel	Parameter 1	Parameter 2
Haigis	AL	VKT
Hoffer Q	AL	P <sub>C</sub>
SRK/T	AL	P <sub>C</sub>
Holladay	AL	P <sub>C</sub>
<b>Table 2:</b> In die klassischen Formeln gehen verschiedene Parameter in die Bestimmung der effektiven Linsenposition ein.		

338

339 Somit sind die theoretisch-optischen Formeln eine Kombination aus Physik und Empirie.

340 Die ELP wird in der Regel mittels Konstanten verschoben und auf eine fiktive Position  
341 gesetzt, die dazu dient Modellfehler weitestmöglich auszugleichen. Haigis verwendete eine  
342 einfache multiple lineare Regression mit 2 Variablen. Die Formel wurde nach d  
343 (Rückrechnungswert der unbekanntes ELP bei bekannter postoperativer Refraktion und  
344 bekannter präoperativer Biometrie) aufgelöst. Die Lösung dieser quadratischen Gleichung  
345 fließt wie folgt in die zuvor erwähnte lineare Regression ein:

346 
$$d = a_0 + a_1 \cdot VKT + a_2 \cdot AL$$

347 Durch das „fudging“, also das ausgleichen aller Fehler durch die ELP kann diese von der  
348 natürlichen Position der IOL abweichen und spiegelt unter anderem Messfehler der  
349 Biometrie, Labeling-Fehler der IOL, Modellfehler, wie z.B. das corneale Radienverhältnis und  
350 der Keratometerindex, falsche AL-Annahmen, die Refraktionsstrecke, Aberrationen,  
351 Lichtverhältnisse, und weiteres wieder. Am Beispiel der P<sub>C</sub> erklärt folgt also, dass für eine  
352 Überschätzung der P<sub>C</sub> ein Ausgleich erfolgt, in dem die ELP in Richtung Netzhaut  
353 verschoben wird. Bereits optimierte IOL-Konstanten für gängige IOL Plattformen kann man  
354 relativ einfach auf der IOLCON Webseite finden (<https://iolcon.org/>). Die hier angegeben  
355 Konstanten sind (im Falle der IOLCON Optimierung „our optimized constants“) auf die  
356 Refraktionsstrecke optimiert, Fallzahlen die den Konstanten zu Grunde liegen sind zu den  
357 Konstanten angegeben. Man kann sich auf die früher zu Verfügung stehenden ULIB Werte  
358 beziehen, oder IOLCON optimierte Werte verwenden. Eine andere Möglichkeit ist es seine  
359 Konstanten für die eigene Klinik selbst anzupassen. Eine Konstantenoptimierung kann für  
360 einen Datensatz online direkt auf der IOLCON Webseite erfolgen. Andererseits kann man  
361 diese für bekannte Formeln auch selbst durchführen. Hier gibt es mehrere Optionen.  
362 Einerseits kann bei Formeln mit einer Konstante jede Berechnung einzeln nach Konstante  
363 aufgelöst werden und die Mittelkonstante oder Mediankonstante verwendet werden.<sup>25</sup>  
364 Intuitiver ist es jedoch, einen gesamten Datensatz zu optimieren. Zwar raten rezente  
365 Editorials dazu den mittleren Vorhersagefehler (meanPE) zu nullen<sup>26,27</sup>, es ist aber  
366 anzumerken, dass zur Optimierung auch jedes andere statistische Mass herangezogen  
367 werden kann, zum Beispiel der Median des Vorhersagefehlers (medPE), oder der mittlere

368 absolute Vorhersagefehler (meanAE). Gerade wenn keine Normalverteilung der  
369 Vorhersagefehler (PE) vorliegt kann das Sinn machen. Ein Optimieren der  
370 Standardabweichung (SDPE) alleine kann einen Offset nach sich ziehen. Ein Wert der  
371 meanPE und die SDPE gut abdeckt ist die Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung  
372 (rmsPE). Es bietet sich an diesen Wert als Optimierungswert zu verwenden.<sup>28,29</sup> In Formeln  
373 mit einer Konstante sollten hierzu zumindest 80 Augen herangezogen werden.<sup>30</sup> Formeln mit  
374 mehreren Konstanten benötigen höhere Fallzahlen und andere Optimierungsstrategien, z.B.  
375 den Levenberg-Marquard Algorithmus, oder Trust-Region Verfahren („Trust Region reflective  
376 algorithm“).<sup>29</sup> Die Refraktionsstrecke muss bei der eigens durchgeführten Optimierung  
377 beachtet werden. Wenn die Fallzahlen nicht entsprechend hoch sind macht es wenig Sinn  
378 Formeln extra auf Spezialfälle anzupassen. Hierzu müssten relativ homogene  
379 Spezialgruppen bestehen. Die Konstanten müssten dann eigens im Biometer hinterlegt  
380 werden. Viel praktikabler ist es die Konstante an „normalen“ Augen anzupassen.  
381 Idealerweise wird eine Formel zu verwenden, die einen möglichst universalen Einsatz  
382 zulässt, das heißt keine relevanten Trendfehler hat und somit auch an allen Augen optimiert  
383 werden kann.

#### 384 **1.4 Die Linsenformeln**

385 Neben älteren Ansätzen sind heutzutage eigentlich nur noch Formeln ab der dritten  
386 Generation in Verwendung. Die Basis der optischen  $P_{IOL}$ -Berechnungen wurde oben bereits  
387 aufgeführt.<sup>8,31</sup> Auf einer Regressionsanalyse basierend setzten Sanders, Retzlaff und Kraff  
388 (SRK) eine Formel in der ersten Generation der Linsenformeln auf.<sup>1</sup> In der zweiten  
389 Generation wurde diese zur SRK II Formel weiterentwickelt.<sup>32</sup> Beide wurden von den  
390 Formelautoren bereits vor vielen Jahren als obsolet eingestuft.

391 In der dritten Generation modifiziert die SRK/T-Formel die Netzhautdicke und den  
392 Keratometerindex.<sup>33</sup> Die personalisierte Strecke von Irisebene auf IOL Ebene geht als  
393 Surgeon Factor (SF) in die Holladay I Formel ein.<sup>34</sup> Zu beachten ist, dass es für die Hoffer Q  
394 Formel zwei Editorials gibt, die Formelfehler ausbessern.<sup>35,36</sup> Die Haigis-Formel des  
395 deutschen Physikers Wolfgang Haigis hat erstmalig mehr als eine Konstante.<sup>13</sup> Nach diesen  
396 Berechnungsmethoden sind die meisten Formeln nicht mehr offengelegt, sondern als  
397 „Blackbox“ Formeln verfügbar. Hierzu zählt beispielsweise die Holladay-2-Formel mit 7  
398 Einflussgrößen. Dies macht die wissenschaftliche Nachvollziehbarkeit und die Suche nach  
399 Ursachen für Trendfehler und Verbesserungspotential der Formeln kompliziert.

400 Es gibt inzwischen eine Vielzahl an modernen Formeln, die verhindern sollen, dass für  
401 Spezialaugen wie z.B. sehr kurze oder sehr lange Augen Konstantenanpassungen nötig  
402 sind. Wir wollen hier auf eine kleine Auswahl an häufig in der Literatur auftauchenden neuen

403 Formeln eingehen, der Anspruch ist dabei nicht die Vollständigkeit jede Formel zu  
404 beleuchten.

405 *Barrett Universal II*: die ursprüngliche Barrett Formel wurde 1987 veröffentlicht, unterlief  
406 seither einigen Veränderungen und wird derzeit als Universalformel gehandelt.<sup>37</sup> Jedoch ist  
407 die Formel nicht öffentlich zugänglich. Optionale Variablen sind LT und WTW. Berechnungen  
408 können unter <https://ascrs.org/tools/barrett-rx-formula> erfolgen.

409 *Kane*: Die von Jack X Kane 2017 entwickelte theoretische Formel, basiert auf  
410 Regressionsmodellen und KI. Sie kombiniert AL,  $P_C$ , VKT und das Geschlecht um die IOL-  
411 Position vorherzusagen. Um die Genauigkeit zu erhöhen, können LT und ZHD  
412 mitberücksichtigt werden. Die Berechnung mittels der Kane Formel kann online unter  
413 <https://www.iolformula.com/> erfolgen. Studien berichten von ausgezeichneten postoperativen  
414 Ergebnissen.

415 *EVO 2.0*: entwickelt von Tun Kuan Yeo wird der EVO Formel eine hohe Genauigkeit  
416 attestiert. Die Formel soll ein Dicke-Linsen Modell verwenden. Die Berechnung kann online  
417 unter [www.evoiolcalculator.com](http://www.evoiolcalculator.com) erfolgen. Genau wie die Kane Formel kombiniert sie AL,  $P_C$   
418 und VKT mit den Optionalparametern LD und ZHD.

419 *Olsen*: Die Olsen Formel nutzt eine Dicke-Linsen-Gauß-Optik. Diese ist in der Stand-Alone-  
420 Version um ein Raytracing-Modul ergänzt. Dieses berücksichtigt unter anderem den Stiles-  
421 Crawford-Effekt. Für diesen werden eigentlich noch genauere Messdaten der Pupille und der  
422 Hornhaut benötigt. Es finden sich zwei Versionen in der Literatur. Diese unterscheiden sich  
423 im Algorithmus der ELP Berechnung. Die Vier-Faktor-Version basiert auf den Parametern  
424 AL,  $P_C$ , VKT und LD. Die Zwei-Faktor-Version basiert auf dem C-Konstanten-Konzept.<sup>38</sup>

425 *Hill-RBF*: Dieses Berechnungskonzept ist online zu finden: <https://rbfcalculator.com/>. Es  
426 handelt sich um einen Deep-Learning Algorithmus auf der Basis von radialen  
427 Basisfunktionen. Sollten zu wenig Fälle zum Anlernen des Algorithmus vorliegen wird keine  
428 Berechnung durchgeführt und die das Programm liefert eine „out of bounds“ Warnung.

429 *Castrop*: Bei der erst rezent publizierten Castrop-Formel handelt es sich um einen paraxialen  
430 Vergenzansatz basierend auf einem Augenmodell mit einer Hornhaut ausgeführt als dicke  
431 Linse und einem Sum-of-Segments Ansatz.<sup>16</sup> Im Gegensatz zu anderen Formeln der neuen  
432 Generation wurde die Castrop-Formel vollständig veröffentlicht. Der Aufbau der Formel ist  
433 modular, sodass man bei der Berechnung selbst auswählen kann welches Hornhaut Modell  
434 verwendet werden soll, welcher Algorithmus zur ELP Bestimmung herangezogen wird und  
435 ob man zwei oder drei Konstanten verwenden will.<sup>39-41</sup> Die  $R_{CP}$  und die ZHD können direkt in  
436 die Formel implementiert werden falls verfügbar, ansonsten werden die Werte des Liou  
437 Brennan Augenmodells verwendet.<sup>6</sup> Der modulare Aufbau erlaubt gerade bei Spezialaugen

438 verschiedene Berechnungswege zu gehen. Die Validierungsstudie zeigte bessere  
439 Ergebnisse als klassische Formeln wie SRK/T oder Holladay-2.<sup>40</sup> Zu erreichen ist die  
440 Castrop Formel über den LPCM-Button (Lens Power Calculation Module) der IOLCON  
441 Webseite: <https://iolcon.org/lpcm.php>.

442 *K6*: Es handelt sich hierbei um eine Vergenzformel. Es wird mit dünnen Linsen und einem  
443 speziellen  $P_C$  Modell gerechnet, diese werden kombiniert mit einem Sum-of-Segments  
444 Algorithmus, der mittels Offset versucht, die AL Messung als Strecke bis zum retinalen  
445 Pigmentepithel einfließen zu lassen.<sup>16</sup> Die Formel ist über eine Webseite verfügbar:  
446 <https://cookeformula.com/Calculator>

447 *Pearl-DGS*: basierend auf ML wurde diese Formel 2019 von Debellemanière, Gatinel und  
448 Saad entwickelt. Sie berücksichtigt die Hornhaut sowie die Intraokularlinse als dicke Linse  
449 und verwendet einen Sum-of-Segments Ansatz.<sup>16,42,43</sup> Zu erreichen ist die Formel über die  
450 Webseite <https://iolsolver.com/>.

451 *SmartCalculate*: Dieses Programm versucht als ELP Konzept die tatsächliche ALP  
452 vorherzusagen, definiert als VKT bis zum Linsenäquator. Die ALP wird für alle IOL gleich  
453 angenommen und wird durch einen IOL typischen Offset ergänzt, der aus der VKT  
454 Konstanten oder der A-Konstanten der IOL berechnet wird. Als Vorteil bietet dieses  
455 Programm die Möglichkeit die Korrektur des postoperativen Refraktionsfehlers  
456 (Abweichungen der postoperativen Refraktion von der Zielrefraktion) durch eine Bereinigung  
457 von systematischen Keratometriefehlern sowie durch die Berücksichtigung der iatrogen  
458 induzierten Änderung der  $P_C$  zu optimieren.

## 459 **1.5 Second Eye Refinement**

460 Die Fragestellung, ob und mit welchem Erfolg das Ergebnis des erstoperierten Auges für die  
461 Berechnung des zweitoperierten Auges genutzt werden kann – ein sogenanntes Second Eye  
462 Refinement (SER) – ist Teil mehrerer Publikationen. Es gibt verschiedene Ansätze, das  
463 Übertragen der optimierten Konstante von einem aufs andere Auge<sup>44</sup>, das Übertragen der  
464 postoperativ gemessenen IOL-Position aufs andere Auge<sup>45</sup>, oder das Übertragen eines Teils  
465 des refraktiven PE auf das zweite Auge.<sup>46-52</sup> Letzteres scheint auch bei schwer zu  
466 berechnenden Augen mit hoher emmetropisierender  $P_{IOL}$  zu funktionieren: verschiedene  
467 SER Methoden wurden Anhand von 55 Patienten mit emmetropisierender  $P_{IOL}$  von  $\geq 28,50$   
468 dpt und/oder AL  $\leq 21,50$  mm beleuchtet.<sup>53</sup> Während spezifische Koeffizienten ausprobiert  
469 wurden, floss als einziges validierendes Szenario der PE des erstoperierten Auges mit einer  
470 Gewichtung von 0,5 in die Berechnung der Zielrefraktion mit ein (wie auch in Studien mit  
471 Augen normaler AL).<sup>46-49</sup> Es zeigten sich deutliche Verbesserungen des meanAE, gerade bei  
472 Hoffer Q, Holladay, Holladay-2, Kane, OKULIX und PEARL-DGS zeigten sich nach Second



473 Eye Refinement gute Ergebnisse.<sup>53</sup> Allerdings sollte dies dem Patienten deutlich  
474 kommuniziert werden, nicht jeder Patienten will sich auf einen drei bis vier wöchigen  
475 Zeitraum mit hoher Aniseikonie einstellen.

## 476 **1.5 Sonderfälle der Linsenberechnung**

### 477 **1.5.1 Augen nach Laserkorrektur**

478 Mit einer Generation, die sich zunehmend nach Lebensqualität sehnt, ist eine Zunahme des  
479 Wunsches nach Brillenunabhängigkeit und somit auch der refraktiven Laser-Sehkorrektur  
480 (Laser Vision Correction = LVC) zu erwarten. Dies hat erhebliche Auswirkungen auf den  
481 modernen Kataraktchirurgen. Die Kataraktchirurgie bei Patienten nach LVC wirft zwei große  
482 Probleme auf: Post-LVC-Patienten haben oft einen starken Wunsch nach  
483 Brillenunabhängigkeit und beurteilen Operation und Chirurg nach diesem Parameter.  
484 Gleichzeitig sind diese hohen Erwartungen nur schwer zu erfüllen, da die Genauigkeit der  
485 IOL-Berechnung nach LVC notorisch eingeschränkt ist.<sup>54-56</sup>

#### 486 **1.5.1.1 Die Schwierigkeit der Hornhautmessung, der Hauptachsentransformation und** 487 **der effektiven Linsenposition**

488 Unter den Problemen der IOL Berechnung nach LVC sind die Schätzung der ELP, die AL,  
489 die Pupillengröße und die Hornhautmessung zu finden. Um den Einfluss der LVC auf die  
490  $P_{IOL}$ -Berechnung besser zu verstehen, muss man beide Prozesse, den Prozess des Laserns  
491 und den Prozess der IOL Berechnung kennen. Eine genaue Erklärung der ELP und anderer  
492 Fehlerquellen ist in Punkt 1.2 der Arbeit zu finden, an dieser Stelle deshalb nur eine  
493 verkürzte Abhandlung davon. Um die Refraktion eines Auges zu verändern, zielt die LVC auf  
494 die Hornhaut ab und verändert die vordere Hornhautform (mit dem Ziel flacherer zentraler  
495 Radien bei myopen Patienten und steilerer zentraler Radien bei hyperopen Patienten).  
496 Dadurch ändert sich das Verhältnis zwischen  $R_{CA}$  und  $R_{CP}$  (=anterior/posterior radius ratio =  
497 APR) und die Asphärizität der Hornhaut (z.B. verwandelt sich ein kurzsichtiges Auge von  
498 einem prolates Ellipsoid in ein oblates Ellipsoid, und ein hyperopes Auge vergrößert seine  
499 prolates Form). Leider sind die Ablationszonen recht heterogen und weisen Unterschiede in  
500 der Zentrierung und im Durchmesser der optischen Zone auf. Ältere Ablationsprofile (z. B.  
501 das Munnerlyn-Profil) mit kleineren optischen Zonen haben gezeigt, dass sie die  
502 Keratometriemessung stark beeinflussen können. Bei kleineren Ablationszonen muss die  
503 Messzone der Keratometrie beachtet werden. Keratometriewerte aus Messzonen der  
504 gängigen Biometriegeräte sind aufgrund der ungewöhnlichen Hornhautasphärizität unter  
505 Umständen nicht repräsentativ.<sup>57</sup>

506 Wie schon in 1.2 erörtert wird klassischerweise nur  $R_{CA}$  gemessen. Ein Hornhautmodell mit  
507 dünner Linse basiert auf einem festen APR. Da die LVC den APR verändert, wird jede  
508 Messung der  $P_C$  auf der Grundlage herkömmlicher Keratometer-Indizes ungültig. Die

509 Veränderung der zentralen Hornhautsphärität ist ein Faktor, der bei der Wahl der IOL  
 510 berücksichtigt werden kann. Die meisten modernen Tomographen geben die sphärische  
 511 Aberration der Hornhaut bezogen auf einen 6 mm oder 9 mm Bereich an, die für die Wahl  
 512 zwischen sphärischen, aberrationsneutralen oder aberrationskorrigierenden IOL-Designs  
 513 herangezogen werden kann.

514

515 In Punkt 1.1 werden die Grundlagen der paraxialen Formeln zur IOL Berechnung erklärt. Wie  
 516 in **Tabelle 2** zu sehen ist, basieren die ELP Berechnungen von Hoffer Q, Holladay und  
 517 SRK/T auf den Variablen AL und  $P_C$ , während die Haigis Formel auf AL und VKT aufbaut.  
 518 Daraus folgert sich, dass bei Verwenden einer Formel deren ELP Algorithmus auf der  $P_C$   
 519 beruht dieser Wert als  $P_C$  und in Form der ELP fälschlich in die Formel einfließt. Dies sei an  
 520 dieser Stelle noch einmal anhand der Grundformel mittels grauer Markierung verdeutlicht:

521

522

$$P_{IOL} = \frac{n_{GK}}{AL - ELP} - \frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{\frac{1}{P_{BR}} - HSA} + P_C} - \frac{ELP}{n_{KW}}}}$$

523

524 Offensichtlich ist die Wahl der Formel ein wesentlicher Faktor bei der Berechnung der  $P_{IOL}$  in  
 525 Augen nach LVC. Leider werden die meisten modernen Formeln nicht offengelegt. Demnach  
 526 ist es unmöglich, die ELP-Vorhersagestrategie oder die Interpretation der  $P_C$  anhand der  
 527 Hornhautform nach LVC anhand dieser Formeln zu beurteilen. Wie in 1.2 und 1.3 erklärt ist  
 528 das ELP-Konzept in traditionellen Formeln mit Formelkonstanten gekoppelt, die die Formel  
 529 individuell an verschiedene Parameter wie Fehler des Hornhautmodells, haptisches Design,  
 530 Refraktionsspurlänge, axiale Länge, Asphärität, Beleuchtung usw. anpassen. Daher wird  
 531 eine Fehlinterpretation der  $P_C$  in einer Formel entsprechend kompensiert, indem die fiktive  
 532 ELP von der anatomischen Linsenposition weg verschoben wird. Wenn die  $P_C$  überschätzt  
 533 wird, wird die ELP erhöht, was bei normalen Augen zu guten Ergebnissen führen kann. Bei  
 534 Augen mit vorheriger LVC ist dies jedoch nicht unbedingt der Fall. Die fiktive ELP wird  
 535 zusätzlich durch die iatrogene Veränderung der Hornhautform aufgrund der LVC erschwert.  
 536 Wenn die Keratometrie für die ELP-Vorhersage verwendet wird, verändert die LVC die  
 537 Vorhersage der ELP. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass eine chirurgisch abgeflachte  
 538 R zu einer Unterschätzung der ELP und zu einem hyperopen PE führen kann. Es gibt zwei  
 539 mögliche Lösungen: Entweder die Verwendung einer Formel, die keine Keratometrie im  
 540 ELP-Algorithmus verwendet (z. B. die Haigis-Formel), oder die Verwendung der

541 sogenannten Double-K-Methode. Bei dieser Methode wird die Hornhaut nach der LVC-  
542 Keratometrie und vor der LVC-Keratometrie gemessen, um die ELP abzuleiten.<sup>58</sup>  
543 Leider sind die Keratometriedaten vor der LVC nicht immer zugänglich. Patienten, die sich  
544 vor Jahren einer LVC unterzogen haben, wissen oft wenig über das genaue Verfahren, die  
545 Höhe der Korrektur oder die  $P_C$  vor der LVC (gewöhnlich als historische Daten bezeichnet).  
546 Medizinische Aufzeichnungen mit Messungen vor der LVC können aus verschiedenen  
547 Gründen ebenfalls nicht verfügbar sein. Die Anpassung von IOL-Konstanten speziell für  
548 Augen nach LVC erscheint nicht intuitiv, da diese Konstanten vom Ablationsprofil/der Höhe  
549 der Korrektur und der Ablationszone abhängen und eine ausreichende Fallzahl erfordern.  
550 Sofern der Operationsort nicht über eine ungewöhnlich große Anzahl von Augen mit  
551 vorheriger LVC verfügt, sollten Konstanten von Augen ohne vorherige LVC (z. B. von  
552 IOLCON, dem früheren ULIB-Standort) verwendet werden.<sup>28-30</sup> Darüber hinaus ist die  
553 Interpretation von Studien zur Vorhersagegenauigkeit der IOL-Leistung bei Augen nach LVC  
554 oft schwierig. Bei geringen Fallzahlen werden häufig bilaterale und unilaterale Augen ohne  
555 statistische Anpassung kombiniert, und es werden verschiedene IOL-Typen kombiniert.  
556 Außerdem kann die Refraktion bei Augen nach myopem LVC stark von den  
557 Lichtverhältnissen abhängig sein, da die positive Asphärizität hoch sein kann.

### 558 **1.5.1.2 Methoden zur Berechnung der Intraokularlinsenstärke bei Augen nach Laser-** 559 **Sehkorrektur:**

#### 560 **1.5.1.2.1 „Keratometry“ und „Total Keratometry“**

561 In den letzten 2 Jahrzehnten wurden zahlreiche Methoden zur Berechnung der  $P_{IOL}$  nach  
562 LVC vorgeschlagen. Die Einführung des IOLMaster 700 bot die Möglichkeit, Keratometrie  
563 und Swept-Source-OCT-basierte orts aufgelöste Pachymetrie zu kombinieren, um  $R_{CP}$   
564 indirekt abzuleiten und die Informationen in die sogenannte Total Keratometry (TK)  
565 umzuwandeln. Die TK-Werte berücksichtigen  $R_{CA}$  und  $R_{CP}$  zusammen mit der ZHD und  
566 können direkt in IOL-Formeln unter Verwendung von IOLCON- oder ULIB-Konstanten  
567 eingesetzt werden.

568 In Anbetracht der Schwierigkeit, historische Daten von Patienten mit Katarakt nach LVC zu  
569 erfassen, sind die Ergebnisse von Methoden, die nicht auf historischen Daten basieren von  
570 größter Bedeutung. Bei der Analyse von TK-Werten bei Patienten nach LVC fanden Wang et  
571 al. und Lupardi et al. eine mäßig positive Korrelation zwischen der  $P_C$  basierend auf  $R_{CA}$  und  
572 der Differenz zwischen  $P_C$  basierend auf  $R_{CA}$  und dem aus TK Werten errechneten Radius  
573 ( $R_{CT}$ ) für myope und hyperope LVC.<sup>59,60</sup> Bei Augen nach myoper LVC zeigte die Haigis-TK-  
574 Formel signifikant niedrigere AE als die Haigis-Formel und war gleichauf mit der Barrett  
575 True-K-Formel ohne Vorgeschichte oder Zusatzuntersuchungen (=OVZ) (**Tabelle 3**).<sup>59</sup>

576

Tabelle 3: Vergleich von Ergebnissen bei Augen nach myoper LVC							
Formel	Studie	N	meanPE (SDPE) (dpt)	meanAE (MedAE) (dpt)	±0,50 dpt (%)	±1,0 dpt (%)	±2,0 dpt (%)
Haigis (R <sub>CA</sub> )	Wang et al <sup>59</sup>	53	+0,57 (0,68)	0,72 (0,65)	35,8	73,6	98,1
Haigis-L (R <sub>CA</sub> )	Wang et al <sup>59</sup>	53	-0,42 (0,61)	0,61 (0,53)	45,3	81,1	100
	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,49 (0,65)	0,51 (0,39)	34,89	81,25	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	-0,53 (0,67)	0,69 (0,66)	37,50	77,50	
	Gjerdrum et al <sup>63</sup>	37	-0,40 (0,34)	0,45 (0,26)	57	90	
Haigis (R <sub>CT</sub> )	Wang et al <sup>59</sup>	53	+0,19 (0,59)	0,50 (0,44)	58,5	90,6	100
	Yeo et al <sup>61</sup>	64	0,09 (0,55)	0,42 (0,32)	64,09	89,06	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	0,23 (0,55)	0,47 (0,39)	60	90	
Barrett True-K (R <sub>CA</sub> )	Wang et al <sup>59</sup>	53	-0,02 (0,73)	0,54 (0,37)	52,8	92,50	98,10
	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,24 (0,65)	0,51 (0,39)	59,38	76,56	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	-0,22 (0,60)	0,48 (0,38)	62,5	90	
	Gjerdrum et al <sup>63</sup>	37	-0,32 (0,27)	0,35 (0,16)	79	95	
Barrett True-K (R <sub>CT</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,19 (0,59)	0,43 (0,30)	64,06	85,94	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	0,04 (0,50)	0,41 (0,37)	75	95	
Hoffer Q (R <sub>CT</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,04 (0,78)	0,48 (0,33)	59,38	85,94	
Holladay I (R <sub>CT</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	0,38 (0,78)	0,65 (0,44)	54,69	79,69	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	0,21 (0,70)	0,58 (0,44)	60	85,70	
SRK/T (R <sub>CT</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,10 (0,67)	0,52 (0,38)	57,81	82,81	
EVO 2.0 (R <sub>CT</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,04 (0,54)	0,41 (0,29)	68,75	92,19	
Shammas-PL (R <sub>CA</sub> )	Yeo et al <sup>61</sup>	64	-0,49 (0,67)	0,64 (0,61)	46,88	81,25	
	Lawless et al <sup>62</sup>	40	-0,38 (0,68)	0,63 (0,54)	47,50	80	
ASCRS average	Lawless et al <sup>62</sup>	40	-0,38 (0,62)	0,59 (0,51)	45	77,5	
Anterion OKULIX	Gjerdrum et al <sup>63</sup>	37	-0,13 (0,30)	0,26 (0,21)	88	100	
Casia OKULIX	Gjerdrum et al <sup>63</sup>	25	0,29 (0,36)	0,35 (0,23)	76	97	

**Tabelle 3:** In dieser Tabelle sind die bisher dokumentierten Ergebnisse verschiedener Formeln bei Augen zusammengestellt, die einer Myopie-Laserkorrektur unterzogen wurden. Insbesondere Barrett True-K führte zu geringen Fehlern und einem hohen Anteil von Augen, die in einen akzeptablen Bereich der Refraktionsvorhersage fielen. OKULIX schnitt sowohl in Verbindung mit Anterion als auch Casia gut ab. Hervorzuheben ist auch, dass bei allen Formeln sowohl myope als auch hyperope Vorhersagefehler im Umgang mit Augen nach myoper Laserkorrektur gefunden wurden. meanPE = mittlerer Vorhersagefehler, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = medianer absoluter Vorhersagefehler, R<sub>CA</sub> = Vordere Hornhautkurvatur, R<sub>CT</sub>= Hornhautradius errechnet aus Total Keratometry Werten

577

578 Gute Ergebnisse mit der Haigis-TK-Formel wurden auch bei Augen mit vorheriger hyperoper  
579 LVC beobachtet.<sup>59</sup> Yeo et al. verwendeten eine umgekehrte Double-K-Methode  
580 (Rekonstruktion des präoperativen R<sub>CA</sub> aus dem postoperativen R<sub>CP</sub>) für die Verwendung von  
581 P<sub>C</sub> basiert auf R<sub>CT</sub> in den Formeln EVO 2.0, Hoffer Q, Holladay und SRK/T sowie auf der  
582 APACRS-Webseite empfohlene IOL-Konstanten für Barrett True-K und Barrett True-K TK.<sup>61</sup>  
583 Barrett True-K TK scheint auf den ersten Blick kontraintuitiv, ein Nomogramm, das  
584 gemessene R<sub>CA</sub>-Werte statistisch korrigiert, sollte sich verschlechtern, wenn R<sub>CT</sub>-Werte  
585 verwendet werden. Die Barrett True-K-Formel wird nicht offengelegt, aber es wird  
586 beschrieben, dass sie modifizierte R<sub>CA</sub>-Werte berechnet, um die LVC zu berücksichtigen und  
587 einen Double-K-Algorithmus zu verwenden (daher der Name True-K). Die guten Ergebnisse

588 mit den  $R_{CT}$ -Werten können auf die Verwendung von Double-K zurückgeführt werden. In der  
 589 Patientenkohorte der postmyopen LVC-Augen wurde die kleinste meanAE für EVO TK  
 590 beobachtet, gefolgt von Haigis TK, Barrett True-K TK und Hoffer Q TK.<sup>61</sup> Lawless et al.  
 591 haben darüber hinaus die durchschnittliche ZR des ASCRS-Rechners (OVZ) und die  
 592 Holladay Formel mit einer Double-K-Methode und  $R_{CT}$ -Werten für Patienten nach myoper  
 593 und hyperoper LVC einbezogen.<sup>62</sup> Nach myoper LVC erzielte die Barrett True-K TK den  
 594 niedrigsten AE und die meisten Augen innerhalb eines AE von 0,50 dpt, während Barrett  
 595 True K und Haigis TK ebenfalls recht gute Ergebnisse erzielten.<sup>62</sup> Wie in **Tabelle 4** zu sehen  
 596 erzielte die Barrett True-K mit  $R_{CA}$  und mit  $R_{CT}$ -Werten bei Augen nach hyperoper LVC die  
 597 meisten Augen innerhalb eines AE von 0,50 dpt.<sup>62</sup>

Tabelle 4: Vergleich der Ergebnisse bei Augen nach hyperoper Laserkorrektur							
Formel	Studie	N	meanPE (SDPE) (dpt)	meanAE (medAE) (dpt)	±0,50 dpt (%)	±1,0 dpt (%)	±2,0 dpt (%)
Haigis ( $R_{CA}$ )	Wang et al [19]	32	0,28 (1,01)	0,74 (0,54)	43,8	75	93,8
Haigis-L ( $R_{CA}$ )	Wang et al [19]	32	-0,04 (0,99)	0,68 (0,51)	46,9	81,3	93,8
	Lawless et al [22]	32	-0,13 (0,52)	0,43 (0,53)	68,8	96,9	
Haigis ( $R_{CT}$ )	Wang et al [19]	32	-0,22 (1,03)	0,70 (0,44)	56,3	81,30	90,60
	Lawless et al [22]	32	-0,19 (0,49)	0,42 (0,36)	65,6	96,9	
Barrett True-K ( $R_{CA}$ )	Wang et al [19]	32	-0,04 (1,04)	0,71 (0,49)	50	81,30	93,80
	Lawless et al [22]	32	-0,04 (0,49)	0,40 (0,37)	75	96,9	
Barrett True-K ( $R_{CT}$ )	Lawless et al [22]	32	0,02 (0,49)	0,37 (0,31)	71,90	93,80	
ASCRS average	Lawless et al [22]	32	-0,43 (0,66)	0,65 (0,52)	37,50	71,90	
Shammas-PL	Lawless et al [22]	32	-0,17 (0,50)	0,43 (0,43)	53,1	100	
Holladay ( $R_{CT}$ )	Lawless et al [22]	32	-0,08 (0,47)	0,39 (0,35)	68,8	100	

**Tabelle 4:** In dieser Tabelle sind die Studienergebnisse verschiedener Formeln zusammengestellt, die zur Berechnung der Zielrefraktion bei Augen nach hyperoper Laserkorrektur genutzt wurden. Ähnlich wie bei Augen nach myoper Laserkorrektur schnitt Barrett True K bemerkenswert gut ab. Shammas-PL und Holladay ( $R_{CT}$ ) ergaben ebenfalls einen hohen Anteil von Augen, die innerhalb von 1 dpt der Vorhersage lagen, obwohl bei Barrett viel mehr Augen innerhalb von 0,5 dpt lagen. MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = medianer absoluter Vorhersagefehler,  $R_{CT}$  = Radius errechnet aus Total Keratometry Werten

598

### 599 1.5.1.2.2 IOL-Formeln der modernen Generation

600 Leider wurde außer der erwähnten Studie über die EVO-Formel mit  $R_{CT}$ -Werten<sup>61</sup> in keiner  
 601 der Studien die Standardformel Barrett Universal II mit  $R_{CT}$ -Werten, die Kane-Formel mit  $R_{CT}$ -  
 602 Werten oder eine andere IOL-Formel der modernen Generation mit  $R_{CT}$ -Werten, um zu  
 603 beobachten, wie diese im Vergleich zu den Formeln Haigis-L, Barrett True-K, Barrett True-K-  
 604  $R_{CT}$  und Haigis- $R_{CT}$  abschneiden. Die guten Ergebnisse mit der EVO-  $R_{CT}$ -Methode lassen  
 605 auf das Potenzial von Formeln wie Kane schließen, die in jüngster Zeit in verschiedenen  
 606 Studien beachtliche Ergebnisse geliefert haben.<sup>39,64,65</sup> Unter den IOL-Formeln der neuen  
 607 Generation ermöglicht die Castrop-Formel eine einzigartige Funktion bei Patienten nach  
 608 LVC.<sup>40,41</sup> Sie kann über die Schaltfläche LPCM auf der IOLCON-Website

609 (<https://iolcon.org/lpcm.php>) aufgerufen werden. Die Castrop-Formel ist eine paraxiale  
610 Vergenzformel, die auf einem pseudophaken Augenmodell basiert, das vier refraktive  
611 Flächen und drei Formelkonstanten enthält. Diese refraktiven Flächen sind die refraktive  
612 Korrektur in der Brillenebene, ein dickes Linsenmodell, das  $R_{CA}$  und  $R_{CP}$  berücksichtigt,  
613 sowie ein dünnes Linsenmodell der IOL. Die erste Konstante (C) berücksichtigt den Teil der  
614 Linse, der sich vor dem Linsenäquator befindet, wie auch in der Olsen-Formel  
615 berücksichtigt.<sup>38</sup> Die zweite Konstante (H) berücksichtigt eine systematische axiale  
616 Verschiebung. Die dritte Konstante (R) berücksichtigt den systematischen Fehler bei der  
617 Refraktion und der Anpassung der Refraktionsdistanz. Obwohl diese Formel bei Augen nach  
618 einer LVC noch nicht untersucht wurde, bietet sie durch die Berücksichtigung von  $R_{CA}$  und  
619  $R_{CP}$  und dem modularen Formelaufbau theoretisch eine einzigartige Methode zur  
620 Berechnung der  $P_{IOL}$  bei Augen nach einer LVC. Darüber hinaus kann auf der  
621 Berechnungsseite der Hornhautdatenmodus auf "Total Power" geändert werden, was die  
622 Einbeziehung der tomographischen Messung der Gesamtbrechkraft der Hornhaut (z. B.,  
623 ACCP/TCP/TCRP-Werte) ermöglicht, während der ELP-Berechnungsmodus auf einen  
624 Modus eingestellt werden kann, der  $R_C$  aus dem Algorithmus ausschließt (dies ist der  
625 voreingestellte Algorithmus).

### 626 **1.5.1.2.3 Raytracing**

627 Wie in 1.1 erklärt gibt es jenseits der Gaußschen Optik die Möglichkeit des Raytracing. Nicht  
628 zu verwechseln mit dem irreführenden Begriff paraxiales Raytracing, bietet das Full Aperture  
629 Raytracing den theoretischen Vorteil, dass jede optische Fläche im Strahlengang und die  
630 Asphärität mit Hilfe des Snellschen Gesetzes berücksichtigt werden können. Nach  
631 refraktiven Eingriffen scheint dies angesichts der veränderten Hornhautradien,  
632 Unregelmäßigkeiten oder dezentrierten optischen Zonen die perfekte Lösung zu sein. Diese  
633 Art der Strahlenverfolgung birgt jedoch mehrere Herausforderungen: Erstens ist das  
634 Raytracing stark von der Qualität der Eingangsdaten abhängig. Genau wie die paraxialen  
635 Ansätze unterliegt auch Raytracing der Fehlerfortpflanzung, d. h. je schlechter die  
636 Eingangsdaten sind, desto schlechter ist das Ergebnis. Wenn Keratometer- oder Sim-K-  
637 Daten verwendet werden, wird ein sehr einfaches Modell mit fester Asphärität angewandt,  
638 das Unregelmäßigkeiten der Hornhautflächen nicht berücksichtigt. Tomografische Daten  
639 können entweder zur Extraktion von Radien, Dicke und Asphärität verwendet werden, um  
640 ein einfaches Hornhautmodell zu speisen, oder um ein genaues Modell auf der Grundlage  
641 importierter Höhendaten zu erstellen, das auch zur Auswertung von Netzhautbildern  
642 verwendet werden kann, die eine große Anzahl von Strahlen verfolgen. Zweitens ist die  
643 Anzahl der verfolgten Strahlen ein weiterer Qualitätsparameter. Anders als bei der  
644 Gaußschen Optik muss die besten Fokusebene definiert werden.<sup>66</sup> Drittens teilt das  
645 Raytracing das Problem der ELP-Vorhersage mit paraxialen Formeln. Wie bei der Castrop

646 oder Olsen Formel wird auch beim Raytracing versucht, die tatsächliche postoperative ALP  
647 vorherzusagen. Beim Raytracing werden anstelle der  $P_{IOL}$  die Konstruktionsdaten der IOLs  
648 verwendet.

649 Derzeit gibt es hauptsächlich eine Raytracing-Software, die in Studien zur IOL-Berechnung  
650 verwendet wird. OKULIX (Panopsis GmbH, Mainz, Deutschland) kann mit keratometrischen  
651 oder tomographischen Daten verwendet werden. Weiterhin gibt es die Raytracing-Variante  
652 von PhakoOptics.

653 Gjerdrum et al. berichteten über die Ergebnisse einer kleinen Kohorte von Patienten mit  
654 vorheriger myoper LVC. Die Berechnung erfolgte entweder mit einem Biometer  
655 (Niederkohärenz-Reflektometrie (OLCR)) und Formeln OVZ oder mit einer Kombination aus  
656 OKULIX und zwei verschiedenen Vorderabschnitt OCT-Tomographen.<sup>63</sup> Leider wurden in  
657 der Studie unterschiedliche Fallzahlen für die OKULIX-Berechnung auf der Basis von  
658 Anterior (Heidelberg Engineering GmbH, Heidelberg, Deutschland) im Vergleich zur  
659 OKULIX-Berechnung auf der Basis von Casia SS-1000 (Tomey Corporation, Nagoya, Japan)  
660 und Formeln mit statistischen Anpassungen auf Basis von OLCR-Biometrie angegeben.<sup>63</sup>

661 Ein direkter Vergleich derselben Augen (gepaarte Stichproben) wäre von Interesse gewesen.  
662 Die berichteten Ergebnisse von OKULIX auf der Grundlage von Anterior waren mit den  
663 Ergebnissen von Studien zur IOL-Berechnung an Augen ohne vorherige Operation  
664 vergleichbar.<sup>39,63,65,67</sup> In der größeren Kohorte zeigten sowohl OKULIX auf der Grundlage von  
665 Casia als auch die OVZ-Formel auf der Grundlage von Barrett True-K ähnliche Ergebnisse,  
666 und mit der Haigis-L-Formel wurden weniger Augen innerhalb eines AE von 0,50 dpt erreicht  
667 (**Tabelle 3**).<sup>63</sup> Es gibt nur sehr wenige andere Studien zur Strahlenverfolgung bei Augen  
668 nach LVC. Durch die Beschränkung auf Daten der vorderen Augenoberfläche wird der  
669 Vorteil und das Potenzial des Raytracing verwirkt, und die Ergebnisse sind kaum mit denen  
670 von Gjerdrum et al. vergleichbar.<sup>68-70</sup>

671 Weitere Studien zum Thema Raytracing-basierte IOL-Berechnung mit den neuesten  
672 Tomographen (Anterior, CASIA-2, MS-39 (CSO, Scandicci, Italien)) bei Augen nach LVC  
673 wären von großem Interesse, insbesondere wenn die Messung von  $R_{CP}$  von der indirekten  
674 Messung mit lokaler Pachymetrie zur direkten Messung von  $R_{CP}$  übergeht.

675 Das Full Aperture Raytracing zur IOL-Berechnung ist nicht zu verwechseln mit dem  
676 Einsetzen der Pentacam (Oculus, Deutschland) bezogenen Total Refractive Corneal Power  
677 (TCRP; unter Verwendung des Raytracing berechnete  $P_C$ ) in paraxiale Vergenzformeln.  
678 Theoretisch ist hier ist zu beachten, dass der  $n_K$  potentiell an die Formel angepasst werden  
679 muss. Diese Fehlerquelle könnte durch die Verwendung von  $R_C$  anstatt  $P_C$  vermieden  
680 werden.

#### 681 **1.5.1.2.4 Online-Rechner**

682 Der ASCRS IOL-Rechner ist ein Online-Tool, das 13 verschiedene Methoden der IOL-  
683 Berechnung kombiniert. Er kann über <https://iolcalc.ascrs.org/> aufgerufen werden. Diese  
684 Methoden können in Berechnungen mit und ohne Vorgeschichte unterteilt werden. Der  
685 Rechner ermöglicht die Berücksichtigung von Refraktionen vor und nach der LVC und einer  
686 Reihe weiterer biometrischer Messungen, kann aber auch verwendet werden, wenn nicht  
687 alle Daten verfügbar sind. Der Rechner hat drei verschiedene Einstellungen: Post-myope  
688 LASIK/PRK, post-hyperope LASIK/PRK und post-RK (radiäre Keratomie). Unter den  
689 berechneten Methoden finden sich Double-K basierte Ansätze, Holladay, Haigis-L, Barrett  
690 True K und andere. Auf der Grundlage dieser Berechnungen wird eine minimale, maximale  
691 und durchschnittliche  $P_{IOL}$  ermittelt. Im Vergleich zur Haigis-L-Formel erwies sich die  
692 durchschnittliche  $P_{IOL}$  des ASCRS-Rechners als eine nicht unterlegene Methode zur IOL-  
693 Berechnung bei Augen nach LVC. Darüber hinaus wurde festgestellt, dass bei der  
694 Berechnung der maximalen und durchschnittlichen  $P_{IOL}$  mehr Augen innerhalb von  $\pm 0,5$  dpt  
695 lagen als bei der Berechnung der minimalen  $P_{IOL}$  (83 %, 80,6 % bzw. 48,8 %).<sup>71</sup> Ein  
696 ähnliches Tool, das die Berechnung von 22 verschiedenen Methoden ermöglicht, ist die  
697 Hoffer/Savini-Tabelle für die IOL-Berechnung nach LASIK. Es kann über  
698 <http://www.eyelab.com/> aufgerufen werden. Vrijman et al. verglichen die Ergebnisse  
699 verschiedener im ASCRS-Rechner verwendeter Methoden bei Augen nach hyperoper Laser-  
700 Sehkorrektur.<sup>72</sup> Sie stellten fest, dass die Formeln vergleichbar abschnitten, mit Ausnahme  
701 der modifizierten Masket-Formel, die im Vergleich zu den anderen Formeln statistisch  
702 schlechter abschnitt. Es ist wichtig zu beachten, dass die modifizierte Masket Daten aus der  
703 Zeit vor der LVC mit einbezieht, während in der Studie auch OVZ-Methoden verglichen  
704 wurden. Bei kurzsichtigen Augen wurde jedoch festgestellt, dass OVZ Methoden, wie z. B.  
705 Shammass, einen geringeren Genauigkeitsgrad aufweisen, wobei nur Shammass statistische  
706 Signifikanz erreichte. Von den Methoden ohne klinische Vorgeschichte bei Augen mit  
707 postmyoper Korrektur schnitt Barrett True K OVZ am besten ab.<sup>73</sup>

#### 708 **1.5.1.2.5 Formeln mit statistischer Korrektur und/oder Verwendung der topographisch** 709 **gemessenen Hornhautbrechkraft**

710 Ein entscheidender Faktor für die IOL-Berechnung bei Augen nach LVC sind die neben der  
711 Biometrie weiteren verfügbaren Daten. Verschiedene IOL-Formeln erfordern die  
712 Inbezugnahme von OVZ Daten (im englischen als „history“ bezeichnet), für andere Formeln  
713 ist dies nicht der Fall (im englischen als „no history“ bezeichnet). Zwei bemerkenswerte OVZ  
714 Formeln, die keine Messungen aus der Zeit vor der Laserkorrektur erfordern, sind die Barrett  
715 True-K OVZ und die Haigis-L-Formel. Die Haigis-L-Formel wurde entwickelt, um die  
716 normalen  $R_{CA}$ -Werte in Augen nach einer LVC zu verwenden. Dabei liefert die Haigis-L-  
717 Formel verlässliche Ergebnisse und hat den einzigartigen Vorteil, dass sie mit Standard- $R_{CA}$ -



718 Werten arbeitet. Allerdings neigt die Formel teils zu einer Überkorrektur. Dies liegt zum Teil  
719 daran, dass die Regression für die statistische Korrektur für die Haigis-L Formel vor dem  
720 Jahr 2004 anhand älterer LVC-Profile entwickelt wurde. Barrett True-K ist eine Formel, die  
721 dem Chirurgen insofern Flexibilität bietet, als es ihm freigestellt ist, ob er bei der IOL-  
722 Berechnung Daten aus der Zeit vor der LVC verwendet. Dies wirft die Frage auf, ob das  
723 Hinzufügen von Daten die vor der LVC erhoben wurden bei Verwendung dieser Formel zu  
724 einer besseren Vorhersage der  $P_{IOL}$  führt. Obwohl der Schwerpunkt der Studie im  
725 Allgemeinen auf dem Vergleich von Barrett True-K mit anderen Formeln lag, berichteten  
726 Abulafia et al., dass der Anteil der Augen, die innerhalb von  $\pm 1$  dpt der Vorhersage lagen,  
727 höher war, wenn die Refraktionen vor und nach der LVC bei der IOL-Berechnung verwendet  
728 wurden (94,8 % mit Refraktionsdaten vs. 80,0 % ohne Refraktionsdaten).<sup>74</sup> Sowohl Barrett  
729 True-K schnitt im Vergleich zu anderen Formeln die Daten aus der Zeit vor der LVC  
730 erfordern gut ab, als auch Barrett True-K OVZ im Vergleich zu anderen OVZ-Methoden der  
731  $P_{IOL}$ -Berechnung.<sup>74</sup> Es wurde gezeigt, dass Barrett True-K im Vergleich zu Wang-Koch-  
732 Maloney, Haigis L und Shammas einen signifikant kleineren AE und einen höheren Anteil an  
733 Augen aufweist, die innerhalb von 0,5 dpt des vorhergesagten Ergebnisses liegen. In einer  
734 anderen Studie wurde jedoch festgestellt, dass Barrett True-K statistisch nicht besser war als  
735 Shammas, Wang-Koch-Maloney, Haigis L und die Durchschnitts-, Minimal- und  
736 Maximalwerte des ASCRS-Rechners, obwohl in dieser Studie der Typ-2-Fehler nicht  
737 kontrolliert wurde.<sup>75</sup> Ferguson et al. beobachteten, dass Barrett True-K unter allen getesteten  
738 Formeln sowohl bei Augen nach myopen als auch bei Augen nach hyperopen refraktiven  
739 Eingriffen den niedrigsten meanAE erreichte, obwohl das Ergebnis dem ASCRS-Ansatz mit  
740 mehreren Formeln nicht unterlegen war.<sup>76</sup> Während die Ergebnisse der Studien hinsichtlich  
741 der Leistung von Haigis-L und Barrett True-K leicht variieren, haben alle Studien festgestellt,  
742 dass sie genaue Methoden zur IOL-Berechnung bei Augen nach LVC sind. Pantanelli et al.  
743 berichteten, dass die Methoden, die die meisten zusätzlichen Daten erfordern (z. B. klinische  
744 Anamnese-Methode und Feiz-Mannis), die schlechtesten refraktiven Ergebnisse aufweisen.  
745 Methoden, die die Veränderung der Refraktion vor und nach der LVC nutzen, führten zu  
746 etwas besseren Refraktionsergebnissen. Barrett True K führte dazu, dass 67,4 % innerhalb  
747 von  $\pm 0,5$  dpt und 93 % innerhalb von  $\pm 1$  dpt der Vorhersage lagen. Zum Vergleich: Bei  
748 Verwendung von Barrett True K OVZ waren es 57,6 % bzw. 86,4 %.<sup>77</sup>

749 Masket ist eine regressionsbasierte Formel, die die Berechnung der  $P_{IOL}$  bei Augen nach  
750 einer LVC ermöglicht.<sup>78</sup> Die  $P_{IOL}$  wird ohne Berücksichtigung der Vorgeschichte, aber mit  
751 einigen zusätzlichen Anpassungen berechnet. Der Korrekturfaktor wurde anhand von Daten  
752 aus Fällen mit Augen nach LVC abgeleitet.<sup>78</sup> Da mehr Daten generiert wurden, wurde die  
753 Berechnung dieses Korrekturfaktors weiter verfeinert, was als modified Masket Methode  
754 bekannt ist. Diese Methode benötigt im Gegensatz zu einigen anderen Methoden keine

755 präoperativen Keratometriedaten, wohl aber präoperative Refraktionsdaten.<sup>54</sup> Darüber  
756 hinaus hat eine kürzlich durchgeführte Meta-Analyse gezeigt, dass diese Methode im  
757 Vergleich zu anamnestischen Methoden eine höhere Vorhersagegenauigkeit aufweist und  
758 genauer ist als Haigis L.<sup>79</sup>  
759 Zu den anderen nennenswerten Methoden zur IOL-Berechnung bei Augen nach einer LVC  
760 gehören die Wang-Koch-Maloney, die Shammas-NH und die Potvin-Shammas-Hill Methode.  
761 Bei der Wang-Koch-Maloney Methode handelt es sich um eine Erweiterung der  
762 topographiebasierten Maloney Methode, bei der die mittlere ringförmige HHP anhand von  
763 Atlasmessungen von 0 bis 3,0 mm berechnet wird. Die Shammas-NH Methode verfolgt einen  
764 ähnlichen Ansatz und verwendet eine statistische Korrektur der  $R_{CA}$ -Werte. In dieser Studie  
765 wurde auch die Holladay-2 Flat-K Methode untersucht, bei der der niedrigste  
766 durchschnittliche  $P_C$ -Wert von drei Geräten (IOLMaster, Pentacam (Oculus, Wetzlar,  
767 Deutschland) und Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Deutschland) in die Holladay-2  
768 Formel eingegeben wird, und die bei Augen nach einer LVC bemerkenswert genau war,  
769 jedoch vom Vorhandensein dieser Geräte abhängig ist. Potvin-Hill ist eine weitere Methode,  
770 bei der Pentacam-Daten (True-Net Power) zur Berechnung der  $P_C$  verwendet werden.<sup>80</sup>

#### 771 **1.5.1.2.6 Double-K Methode**

772 Regressionen zur Bestimmung der ELP basieren bei vielen Formeln neben anderen  
773 Parametern auch auf Keratometerwerten. Änderungen von  $R_{CA}$  durch den Laser bedeuten  
774 bei diesen Formeln in Folge auch Änderungen im Ergebnis der ELP Regression. Die  
775 Verwendung der Post-LVC-Keratometrie führt hier wiederholt zu Berechnungsfehlern im  
776 Sinne einer postoperativen Ametropie. Aus diesem Grund wurde die Berechnung häufig auf  
777 die präoperativen Keratometerwerte gestützt. Diese Methode reduzierte zwar generell den  
778 PE, konnte aber den meanPE nicht nullen. Um dieses Problem zu lösen, schlug Arramberi  
779 vor, die präoperativen  $P_C$  Werte zur Berechnung der ELP und die postoperativen  $P_C$  Werte  
780 zur Berechnung der  $P_{IOL}$  zu verwenden. Diese so genannte "Double K"-Methode wurde  
781 erstmals 2003 beschrieben und hat gezeigt, dass sie die hyperopen PE bei Augen nach LVC  
782 konsequent reduziert.<sup>58</sup> Mehrere Abwandlungen dieser Methode können verwendet werden,  
783 wenn keine präoperativen Daten zur Verfügung stehen. Die A-P-Methode schätzt die  
784 Keratometrie vor der LVC auf der Grundlage der postoperativen posterioren sagittalen  
785 Brechkraft im Bereich von 6,0 mm, während die C-P-Methode die periphere anteriore  
786 sagittale Brechkraft zur Schätzung der Keratometrie vor der LVC verwendet.

## 787 2. Methodik

### 788 2.1 Studiendesign

789 Die Studie schließt fünf Datensätze jeweils einer IOL-Plattform ein. Gemäß des Editorials  
790 von Wang et al. wurden Augen streng unilateral inkludiert, bei bilateral vorliegenden  
791 Datensätzen wurde ein Auge randomisiert eingeschlossen.<sup>27</sup> Datensatz eins und drei  
792 stammen aus der Augen- und Laserklinik Castrop-Rauxel (Deutschland), Datensatz zwei  
793 stammt aus dem AugenCentrum Rosenheim (Deutschland), Datensatz vier und fünf  
794 stammen aus dem Dean McGee Eye Institute (University of Oklahoma, Oklahoma City,  
795 Vereinigte Staaten von Amerika).

796 Insgesamt wurde vier IOL-Plattformen inkludiert. Bei Datensatz eins handelt es sich um die  
797 Vivinex XY1 (Hoya Surgical Optics, Tokyo, Japan), bei Datensatz zwei handelt es sich um  
798 die Johnson & Johnson AAB00 (Johnson & Johnson Vision, Santa Ana, California, USA),  
799 Datensatz drei und vier basieren auf der Johnson & Johnson ZCB00 und Datensatz fünf  
800 beinhaltet die AcrySof SN60WF (Alcon Laboratories, Fort Worth, Texas, USA).

801 Bei dieser Studie handelt es sich um eine retrospektive Auswertung von Daten, die bei  
802 Routineuntersuchungen erhoben wurden. Es wurden keine zusätzlichen Untersuchungen  
803 oder Messungen zur Datenakquise durchgeführt. Die Daten wurden von der Quelle  
804 anonymisiert und mit Hilfe des Softwaremoduls für Datenexport in eine .csv-Datentabelle  
805 übertragen. Eine Rückverfolgung der Patienten war somit nicht möglich. Die Studie wurde in  
806 Übereinstimmung mit den ethischen Standards der Deklaration von Helsinki aus dem Jahr  
807 1964 und deren aktuellen Überarbeitungen durchgeführt und bei der lokalen  
808 Ethikkommission angemeldet (Ethikkommission der Ärztekammer des Saarlandes mit der  
809 Registrierungsnummer 157/21, University of Oklahoma / Dean McGee Eye Institute (DMEI)  
810 IRB 12444). Gemäß der Stellungnahme der Bayerischen Landesärztekammer war eine  
811 weitere Genehmigung durch die zuständige Ethikkommission oder eine informierte  
812 Patienteneinwilligung für diese Studie nicht erforderlich.

813 Einschlusskriterien für diese Studie waren: vollständige biometrische Messungen der AL,  
814  $R_{CA}$ , VKT und LD. Ausschlusskriterien waren ektatische Erkrankungen der Hornhaut, Augen  
815 mit jeglichen Voroperationen, intra- oder postoperative Komplikationen, retinale  
816 Erkrankungen, sowie eine postoperative Sehschärfe von weniger als 0,6 (Dezimalvisus).

817 Die präoperative optische Biometrie erfolgte mittels IOLMaster 700 (Datensatz eins bis fünf)  
818 oder bei einer Subgruppe von Datensatz drei mit dem Lenstar LS 900 (Haag-Streit, Koeniz,  
819 Schweiz).

820 Die subjektive manifeste Refraktion wurde in den deutschen Zentren von einem erfahrenen  
821 Optometristen oder Kliniker mindestens 4 Wochen nach der Operation in einer Entfernung

822 von 6 m unter Verwendung von Landolt-C-Optotypen nach DIN/EN/ISO 8596 durchgeführt.  
823 Die amerikanischen Datensätze wurden in einer Entfernung von 2,89 m, 2,73 m und 2,61 m  
824 gemessen und mathematisch auf eine Refraktionsstrecke von 6 m umgerechnet.

## 825 **2.2 Intraokularlinsenberechnung**

826 Für die Formeln Castrop V1, Haigis, Holladay und Hoffer Q erfolgte die Berechnung durch  
827 Programmierung einer Excel-Tabelle und Eingabe der entsprechenden Biometrie-Parameter.  
828 Für die Castrop V1 Formel wurde nur  $R_{CA}$  verwendet. Die Berechnung der Formeln EVO 2.0,  
829 K6, Pearl-DGS und Smart-Calculate erfolgte nach Emailkontakt durch die jeweiligen  
830 Formelautoren ohne Kenntnis der postoperativen Refraktion der Augen. Für die EVO 2.0  
831 standen für eine IOL Plattform zwei Möglichkeiten zur Auswahl: Die ZCB00 kann mittels IOL-  
832 Design „Standard“ oder „Tecnis“ berechnet werden. Wir haben für diesen Fall beide  
833 Berechnungen inkludiert.

834 Die Vorhersagen für die Formeln Barrett Universal II, Holladay-2, Olsen (beide Editionen)  
835 und Kane durch Eingabe der biometrischen Parameter auf den jeweiligen Webseiten mit  
836 einer speziell entwickelten Software zur automatischen Datenextraktion.

## 837 **2.3 Konstantenoptimierung**

838 Um im Ergebnis möglichst unabhängig von der Datensatzkonstitution zu sein wurde die  
839 Konstantenoptimierung nicht anhand des vollen Datensatzes durchgeführt. Für jeden  
840 Datensatz wurde eine Optimierungsgruppe „normaler“ AL gewählt. Dies waren für Datensatz  
841 eins bis vier Augen der AL 22,50 mm bis 24,50 mm, für Datensatz fünf Augen der AL 22,50  
842 mm bis 25,50 mm. Wie in den derzeit meisten Publikationen wurde der meanPE als  
843 Optimierungsparameter herangezogen. Dieser wurde so gewählt, dass die gesamte  
844 Optimierungsgruppe einen vorzeichenneutralen meanPE aufwies, wurde also nicht per  
845 capita ermittelt. Die so gewonnen Konstanten wurden auf den jeweiligen gesamten  
846 Datensatz angewendet.

847 Waren aufgrund nicht offengelegter Formeln Fremdberechnungen von Nöten, so wurde für  
848 die Optimierungsgruppe der Mittelwert der postoperativen Refraktion offengelegt, dies  
849 geschah als Mittelwert, nicht jedoch als Einzelwert der enthaltenen einzelnen Augen.

## 850 **2.4 Statistische Analyse**

851 Bei der Berechnung der Stichprobengröße stützten wir uns auf kürzlich veröffentlichten  
852 Empfehlungen, die eine Zahl zwischen 300 und 700 Augen vorschlagen.<sup>29,30,81</sup>

853 Die Normalverteilung des PE wurde mittels Shapiro-Wilk-Test und Kolmogorov-Smirnov Test  
854 analysiert.

855 In Folge wurden als Ergebnis der PE und der AE analysiert. Der Vorhersagefehler setzt sich  
856 aus der Differenz zwischen der tatsächlichen postoperativen Refraktion und der durch die  
857 Formel vorhergesagten Refraktion für die implantierte IOL zusammen.

858 Die Analyse umfasst somit die Angabe des meanAE, des medAE, des meanPE, der SDPE,  
859 des medPE, des rmsPE, sowie dem Prozentsatz der Augen mit AE innerhalb der Grenzen  
860 von  $\leq 0,25$  dpt,  $\leq 0,5$  dpt,  $\leq 1,0$  dpt und  $> 1,0$  dpt. Weiterhin wurde für jedes Auge die absolute  
861 Differenz zwischen AE einer jeweiligen Formel zum AE der individuell besten Formel  
862 erhoben und diese absolute Differenz für jede Formel über den gesamten Datensatz  
863 gemittelt.

864 Der AE wurde mittels Friedman Test und Friedman ANOVA mit Dunns Post-Test für  
865 Mehrfachvergleiche analysiert. Eine Korrektur für multiples Testen wurde mittels Bonferroni  
866 Korrektur durchgeführt. Eine Untergruppenanalyse wurde für die verschiedenen AL Gruppen  
867 durchgeführt.

868 Die statistische Auswertung erfolgte mit der SPSS-Software V.24.0 (IBM).  $P < 0,05$  wurde als  
869 statistisch signifikant angesehen.

870 Grafisch erfolgt eine Darstellung mittels Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion, Boxplots des PE  
871 und Balkendiagramm des AE.

872

873 **3. Ergebnisse**

874 **3.1 Demographik:**

875 Grundlage dieser Arbeit sind fünf Datensätze mit insgesamt 2573 Augen. Darunter finden  
 876 sich 341 Augen mit einer AL unter 22,50 mm, 1523 mit einer AL von 22,50 mm bis 24,50 mm  
 877 und 709 Augen mit einer AL von über 24,50 mm. Das Geschlechterverhältnis beträgt  
 878 1115/1458 zu Gunsten des weiblichen Geschlechts. Eine genaue Beschreibung der  
 879 einzelnen Datensätze befindet sich in **Tabelle 1**. Die Beschreibung der Biometrie-Werte ist  
 880 hier als Mittelwert (obere Zeile), Standardabweichung (mittlere Zeile) und Median (untere  
 881 Zeile).

882

<b>Tabelle 5</b>					
Datensatz	1	2	3	4	5
Klinik	Castrop-Rauxel	Rosenheim	Castrop-Rauxel	Oklahoma City	Oklahoma City
Linsentyp	Vivinex	AAB00	ZCB00	ZCB00	SN60WF
Alle Augen	588	951	183	181	670
AL <22,50	53	152	60	23	53
AL 22,50-24,50	339	672	90	82	340
AL >24,50	196	127	33	76	277
M/F	304/284	382/569	74/109	92/89	263/407
AL (mm)	24,09 (1,39) 23,90	23,51 (1,16) 23,42	23,15 (1,57) 23,20	24,39 (1,85) 24,21	24,33 (1,94) 24,11
VKT (mm)	3,18 (0,41) 3,19	3,09 (0,39) 3,09	3,11 (0,42) 3,13	3,32 (0,47) 3,37	3,28 (0,47) 3,28
P <sub>c</sub> (dpt)	43,50 (1,46) 43,47	44,07 (1,51) 44,01	44,13 (1,60) 44,08	43,91 (1,81) 43,78	44,31 (2,04) 44,34
IOL-Power (dpt)	20,36 (3,76) 21,0	21,47 (2,93) 21,50	23,40 (4,63) 22,50	19,35 (5,29) 20,0	18,96 (4,72) 20,00
ZHD (mm)	0,56 (0,04) 0,56	n/a	0,56 (0,04) 0,56	0,56 (0,04) 0,55	0,56 (0,04) 0,55
LD (mm)	4,61 (0,46) 4,59	4,63 (0,43) 4,63	4,68 (0,43) 4,69	4,6 (0,42) 4,56	4,56 (0,44) 4,56
AD (mm)	4,61 (0,46) 4,59	n/a	2,55 (0,43) 4,69	2,76 (0,49) 2,80	2,72 (0,47) 2,73
WTW (mm)	12,03 (0,42) 12,04	n/a	11,97 (0,43) 12,00	12,08 (0,52) 12,10	12,12 (0,51) 12,20
Postoperatives SEQ (dpt)	-0,54 (0,87) -0,25	-0,50 (0,85) -0,38	-0,54 (0,87) -0,25	-0,42 (0,97) -0,21	-0,62 (0,85) -0,46
<p><b>Tabelle 5:</b> Demographik und Biometriewerte der fünf Datensätze. Es findet sich eine Beschreibung von Mittelwert (obere Zeile), Standardabweichung (in Klammern, mittlere Zeile) und Median (untere Zeile). Für die Hornhautbrechkraft wurde ein Keratometerindex von 1,3375 angenommen.                  AL = Achslänge; VKT = externe Vorderkammertiefe; P<sub>c</sub> = mittlere Hornhautbrechkraft; ZHD = zentrale Hornhautdicke; LD = Linsendicke; AD = Aquaeous depth (interne Vorderkammertiefe); WTW = horizontaler Hornhautdurchmesser; SEQ = sphärisches Äquivalent; M/F = Männlich/Weiblich</p>					

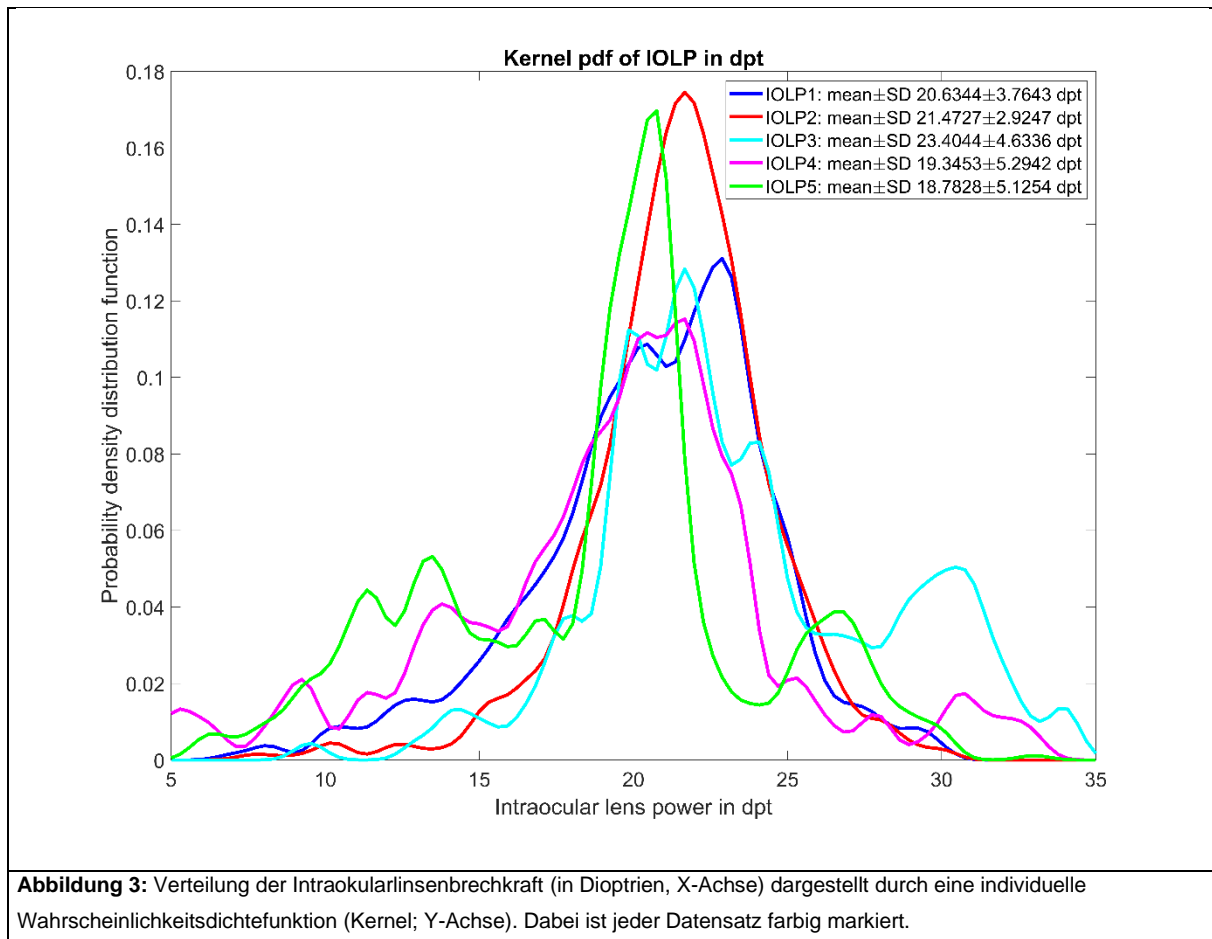
883

884 **3.2 Zusammensetzung der Datensätze**

885 Mittels Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion wird näher auf die Konstitution der Datensätze  
 886 eingegangen. Wie in **Abbildung 3** zu dargestellt sind in Datensatz eins und zwei die meisten

887 IOL innerhalb eines Stärkenbereichs von 20 bis 23 dpt, und nehmen dann Stufenweise ab  
888 mit wenigen IOL in beiden Außenbereichen. In Datensatz drei finden sich mehr IOL in  
889 Bereichen höherer Brechkraft, während in Datensatz vier und fünf prozentuell mehr IOL im  
890 niedrigeren Brechkraftbereich zu finden sind als in den anderen Datensätzen.

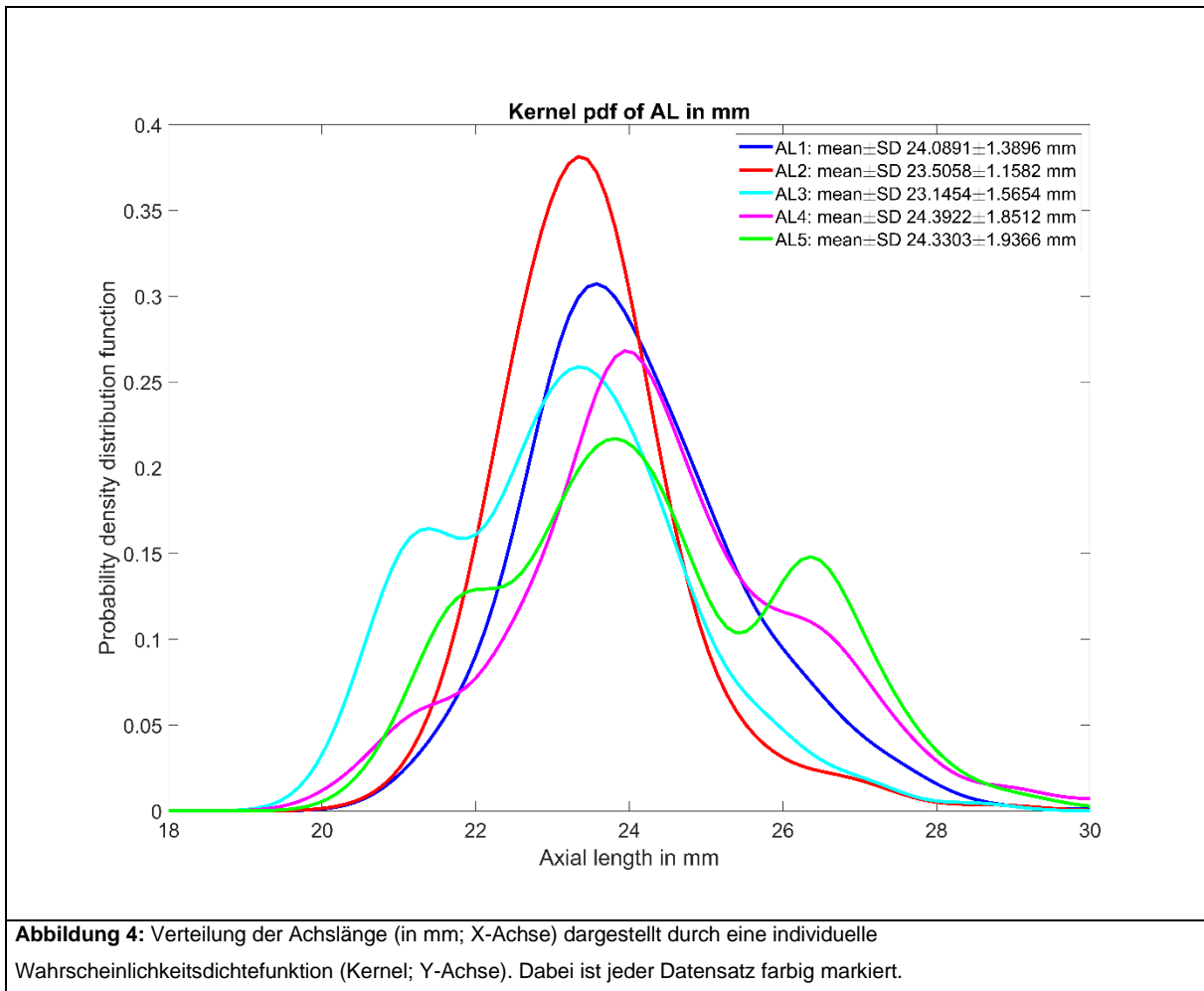
891



892

893 Wie in **Abbildung 4** zu sehen dominieren in allen Datensätzen mit Ausnahme von Datensatz  
894 vier Augen mit einer AL zwischen 23 und 24 mm. In Datensatz vier und fünf finden sich  
895 prozentuell mehr Patienten mit längerer AL, als in den anderen Datensätzen.

896

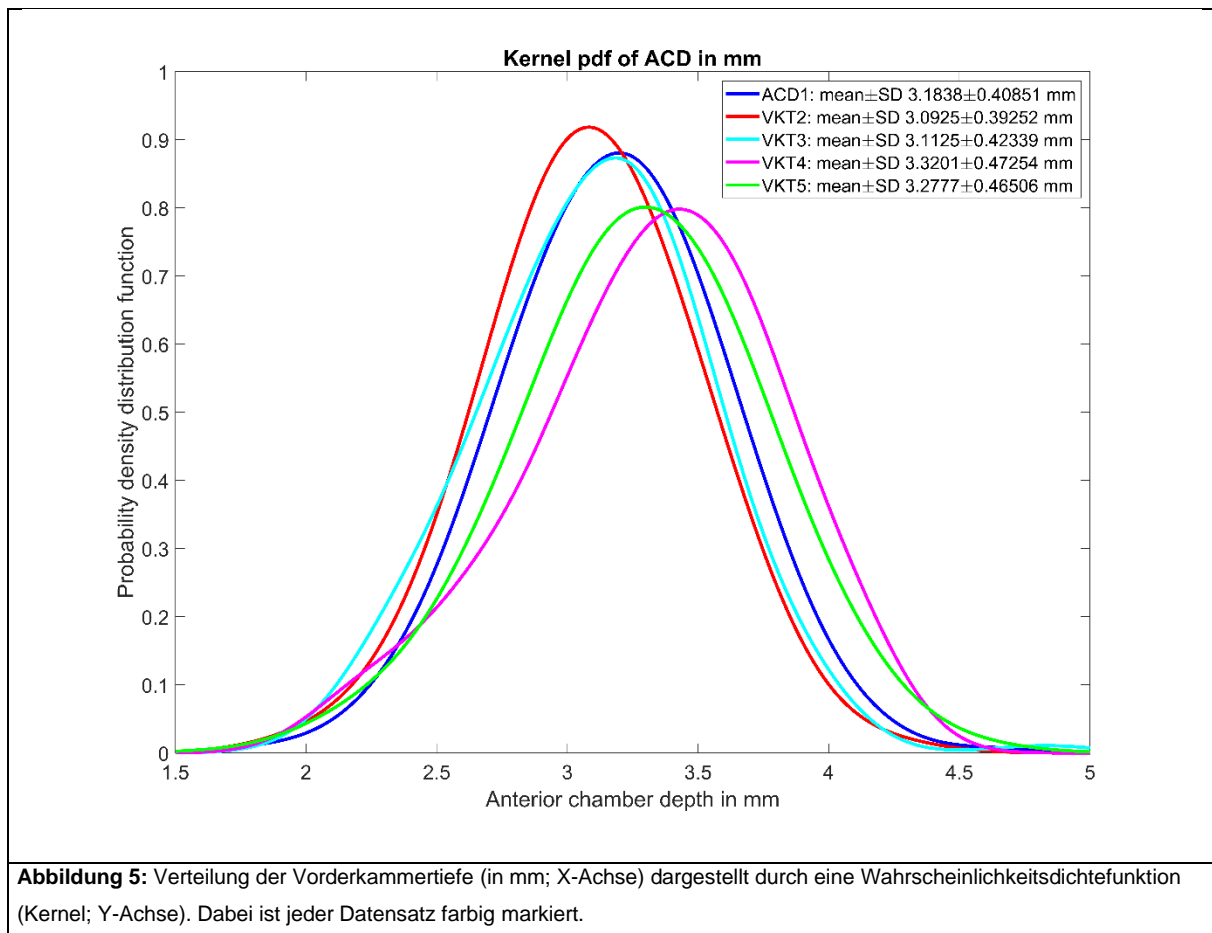


897

898 Bei der Verteilung der VKT zeigt sich in allen Datensatz ein recht homogenes Bild  
 899 (**Abbildung 5**).

900

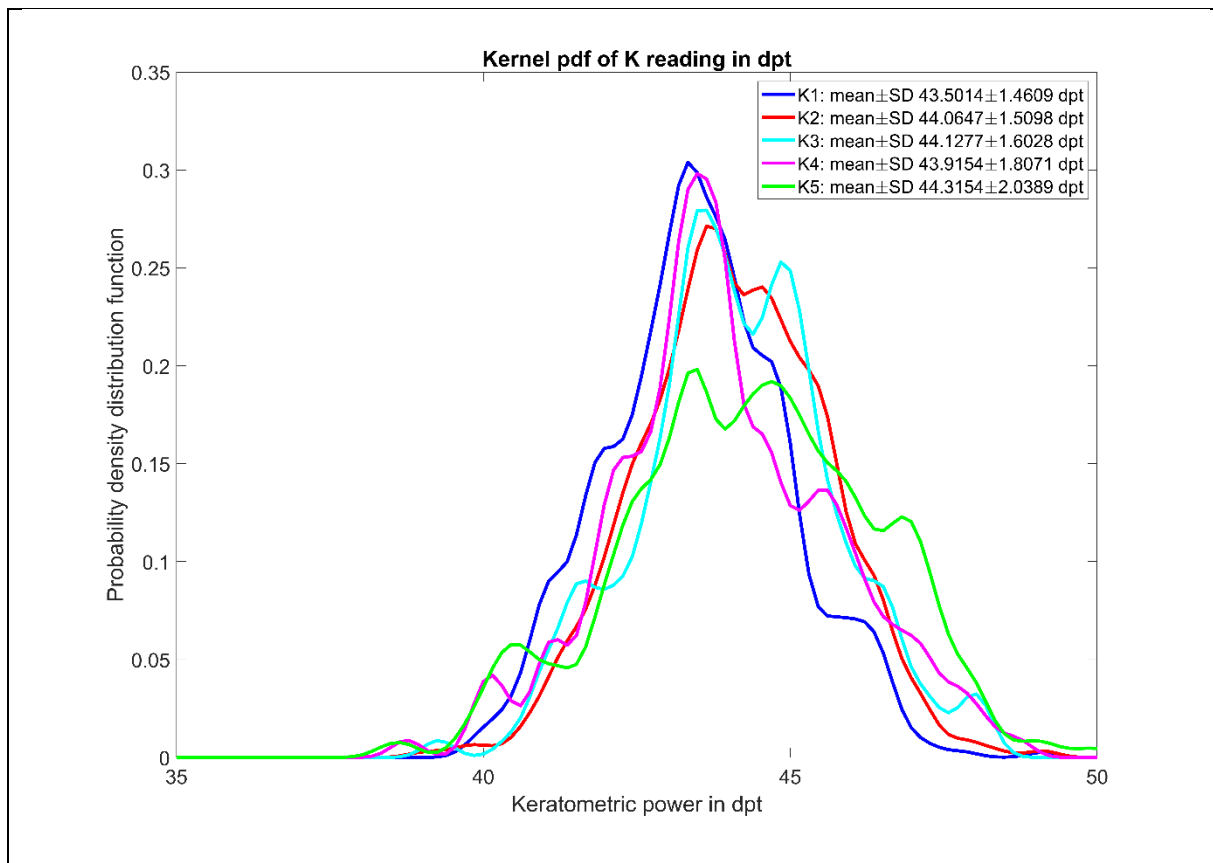




901

902 Bei der  $P_C$  hingegen zeigt sich in **Abbildung 6** vor allem Datensatz fünf vermehrt mit Augen  
 903 mit höherer Brechkraft als in den anderen Datensätzen.

904



**Abbildung 6:** Verteilung der Hornhautbrechkraft (in Dioptrien, X-Achse) dargestellt durch eine Wahrscheinlichkeitsdichtefunktion (Kernel, Y-Achse). Dabei ist jeder Datensatz farbig markiert.

905

906

907 **3.3 Formelkonstanten:**

908 In **Tabelle 6** findet sich eine Auflistung der verwendeten Formelkonstanten.

Datensatz	1	2	3	4	5
Klinik	Castrop-Rauxel	Rosenheim	Castrop-Rauxel	Oklahoma City	Oklahoma City
Linsentyp	Vivinex	AAB00	ZCB00	ZCB00	SN60WF
a0	1,536495031	1,42291	1,674468743	1,71736629	1,41255
a1	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4
a2	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
A	119,3494	1,78181	119,5136381	119,4972208	118,874
SF	1,924042		2,058700426	2,073881797	1,70316
pACD	5,7203	5,60012	5,887318399	5,932076586	5,60777
C	0,409324622	0,38602	0,425772488	0,433280483	0,3673
R	0,113859377	0,11	0,11	0,11	0,11386
EVO "Standard"	119,176	118,973	119,307	119,347	118,807
EVO "Tecnis"	n/a	n/a	119,295	119,345	n/a
Kane	119,13	118,96	119,28	119,41	118,87
H2	5,64	5,134	5,355	5,79	5,45997
Olsen Lenstar	4,99	4,91	4,92	4,95	4,59
Olsen Phako	5,01	4,9	4,92	4,96	4,6
Barrett LF	2,04	1,89	2,13	2,14	1,78527
K6	119,29	119,01	119,47	119,48	118,832

**Tabelle 6:** Formelkonstanten der verschiedenen Formeln. Die Optimierungsstrategie setzte den mittleren Vorhersagefehler für ein zentrales Patientengut auf 0. Bei Datensatz 1-4 wurden dafür Augen mit einer Achslänge von 22,50 mm bis 24,50 mm herangezogen, Bei Datensatz 5 wurden Augen der Achslängen 22,50 mm bis 25,50 mm herangezogen. Bei Datensatz 3 und 4 (ZCB00) erfolgt die Angabe der Linsenkonstante einmal für Linsendesign „Standard“ und einmal für das Linsendesign „Tecnis“.

909

910 **3.4 Normalverteilung:**

911

912 Eine Optimierung des Datensatzes auf den meanPE macht nur bei einer Normalverteilung  
 913 des Vorhersagefehlers Sinn. Bei der Analyse der PE zeigte sich in allen Datensätzen für  
 914 einen Großteil der Formeln keine Normalverteilung. Dabei war es nicht von Bedeutung ob  
 915 der Gesamtdatensatz, oder eine Teilgruppe des Datensatzes (also z.B. nur kurze Augen, nur  
 916 normallange Augen, nur lange Augen) betrachtet werden.

917

918 **3.5 Linsenberechnung**

919

920 Eine statistische Auswertung der P<sub>IOI</sub>L-Berechnungsverfahren findet sich für die jeweiligen  
 921 Datensätze in **Tabelle 7 und 8** (Datensatz 1), **Tabelle 9 und 10** (Datensatz 2), **Tabelle 11**  
 922 **und 12** (Datensatz 3), **Tabelle 13 und 14** (Datensatz 4), und **Tabelle 15 und 16** (Datensatz  
 923 5). Aus Gründen der Übersichtlichkeit wurden diese Aufgeteilt. Gezeigt werden meanPE,  
 924 SDPE, medPE, meanAE, rmsPE, sowie die Prozentzahl der Augen innerhalb gewisser  
 925 Vorhersagegrenzen jeweils für den kompletten Datensatz, nur kurze Augen, nur normallange  
 926 Augen und nur lange Augen.

927

		Olsen Lenstar	Smart Calculate	Holladay-2	Haigis	Holladay	Hoffer Q	SRK/T
Alle Augen	meanPE	0,022	0,033	-0,022	0,066	0,031	0,061	0,025
	SDPE	0,357	0,360	0,384	0,410	0,430	0,502	0,441
	medPE	0,023	0,020	-0,015	0,070	0,016	0,040	0,017
	meanAE	<b>0,277</b>	<b>0,281</b>	<b>0,291</b>	<b>0,323</b>	<b>0,331</b>	<b>0,349</b>	<b>0,342</b>
	medAE	0,230	0,236	0,230	0,261	0,263	0,262	0,283
	rmsPE	<b>0,357</b>	<b>0,361</b>	<b>0,384</b>	<b>0,415</b>	<b>0,431</b>	<b>0,505</b>	<b>0,441</b>
	n=	588	588	588	588	588	588	588
	%≤0,25	54,93	56,46	54,25	49,83	49,66	49,83	47,62
	%≤0,50	<b>86,22</b>	<b>85,20</b>	<b>82,65</b>	<b>80,95</b>	<b>79,59</b>	<b>77,21</b>	<b>77,55</b>
	%≤0,75	95,58	95,58	94,22	92,52	90,48	90,99	91,84
	%≤1,00	98,64	98,81	97,96	97,11	96,60	96,43	97,28
%>1,0	1,36	1,19	2,04	2,89	3,57	3,74	2,72	
<22,50	meanPE	0,072	0,029	-0,200	-0,206	-0,123	-0,231	-0,078
	SDPE	0,427	0,450	0,439	0,412	0,493	0,483	0,548
	medPE	0,000	-0,095	-0,280	-0,212	-0,227	-0,308	-0,158
	meanAE	<b>0,328</b>	<b>0,359</b>	<b>0,385</b>	<b>0,348</b>	<b>0,404</b>	<b>0,433</b>	<b>0,440</b>
	medAE	0,300	0,296	0,340	0,268	0,357	0,385	0,380
	rmsPE	<b>0,429</b>	<b>0,447</b>	<b>0,479</b>	<b>0,457</b>	<b>0,504</b>	<b>0,531</b>	<b>0,549</b>
	n=	53	53	53	53	53	53	53
	%≤0,25	45,28	43,40	37,74	49,06	35,85	37,74	33,96
	%≤0,50	<b>77,36</b>	<b>75,47</b>	<b>73,58</b>	<b>79,25</b>	<b>71,70</b>	<b>66,04</b>	<b>71,70</b>
	%≤0,75	92,45	90,57	90,57	88,68	86,79	83,02	84,91
	%≤1,00	96,23	96,23	98,11	96,23	92,45	94,34	90,57
%>1,0	3,77	3,77	1,89	3,77	7,55	5,66	9,43	
22,50-24,50	meanPE	0,007	0,016	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	SDPE	0,368	0,368	0,402	0,405	0,408	0,422	0,437
	medPE	0,020	0,006	0,000	-0,027	0,006	-0,013	-0,013
	meanAE	<b>0,286</b>	<b>0,282</b>	<b>0,302</b>	<b>0,311</b>	<b>0,307</b>	<b>0,320</b>	<b>0,328</b>
	medAE	0,230	0,235	0,230	0,246	0,243	0,245	0,251
	rmsPE	<b>0,368</b>	<b>0,368</b>	<b>0,401</b>	<b>0,405</b>	<b>0,407</b>	<b>0,421</b>	<b>0,436</b>
	n=	339	339	339	339	339	339	339
	%≤0,25	53,69	56,05	53,39	51,92	54,57	51,62	51,33
	%≤0,50	<b>84,96</b>	<b>84,66</b>	<b>80,24</b>	<b>81,12</b>	<b>82,89</b>	<b>79,06</b>	<b>79,35</b>
	%≤0,75	94,99	94,99	92,92	93,22	92,33	92,63	91,74
	%≤1,00	98,53	98,53	97,05	97,05	97,05	96,46	97,05
%>1,0	1,47	1,47	2,95	2,95	2,95	3,83	2,95	
>24,50	meanPE	0,035	0,064	-0,013	0,254	0,128	0,245	0,095
	SDPE	0,314	0,316	0,321	0,335	0,432	0,570	0,408
	medPE	0,030	0,054	0,020	0,237	0,100	0,201	0,120
	meanAE	<b>0,248</b>	<b>0,259</b>	<b>0,246</b>	<b>0,336</b>	<b>0,353</b>	<b>0,376</b>	<b>0,339</b>
	medAE	0,218	0,227	0,200	0,283	0,294	0,262	0,302
	rmsPE	<b>0,315</b>	<b>0,321</b>	<b>0,321</b>	<b>0,420</b>	<b>0,450</b>	<b>0,619</b>	<b>0,417</b>
	n=	196	196	196	196	196	196	196
	%≤0,25	59,69	60,71	60,20	46,43	44,90	50,00	44,90
	%≤0,50	<b>90,82</b>	<b>88,78</b>	<b>89,29</b>	<b>81,12</b>	<b>76,02</b>	<b>77,04</b>	<b>76,02</b>
	%≤0,75	97,45	97,96	97,45	92,35	88,27	90,31	93,88
	%≤1,00	99,49	100,00	99,49	97,45	96,94	96,94	99,49
%>1,0	0,51	0,00	0,51	2,55	3,57	3,06	0,51	

**Tabelle 7:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 1 (Vivinex IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

928

929

930

931

		PEARL-DGS	K6	Olsen Phako Optics	EVO 2.0	Castrop V1	Barrett U2	Kane
Alle Augen	meanPE	0,025	0,001	0,009	-0,009	0,010	0,005	0,049
	SDPE	0,355	0,344	0,350	0,353	0,363	0,372	0,372
	medPE	0,022	-0,001	0,020	0,003	0,016	0,022	0,060
	meanAE	<b>0,274</b>	<b>0,264</b>	<b>0,272</b>	<b>0,269</b>	<b>0,285</b>	<b>0,285</b>	<b>0,286</b>
	medAE	0,217	0,215	0,220	0,211	0,245	0,235	0,220
	rmsPE	<b>0,356</b>	<b>0,343</b>	<b>0,350</b>	<b>0,352</b>	<b>0,363</b>	<b>0,372</b>	<b>0,375</b>
	n=	588	588	588	588	588	588	588
	%≤0,25	56,63	58,16	57,48	57,31	52,72	55,61	55,44
	%≤0,50	<b>86,39</b>	<b>88,78</b>	<b>87,07</b>	<b>87,07</b>	<b>86,05</b>	<b>86,39</b>	<b>84,69</b>
	%≤0,75	94,73	95,75	95,58	95,58	95,24	93,88	95,07
%≤1,00	99,15	98,98	98,81	98,47	98,64	98,30	97,62	
%>1,0	0,85	1,02	1,19	1,53	1,36	1,70	2,38	
<22,50	meanPE	-0,103	-0,045	-0,064	-0,049	-0,051	-0,117	-0,075
	SDPE	0,408	0,408	0,425	0,433	0,446	0,475	0,432
	medPE	-0,114	-0,082	-0,110	-0,098	-0,122	-0,173	-0,110
	meanAE	<b>0,330</b>	<b>0,325</b>	<b>0,348</b>	<b>0,342</b>	<b>0,368</b>	<b>0,379</b>	<b>0,332</b>
	medAE	0,286	0,298	0,290	0,300	0,310	0,288	0,270
	rmsPE	<b>0,417</b>	<b>0,406</b>	<b>0,426</b>	<b>0,432</b>	<b>0,445</b>	<b>0,485</b>	<b>0,434</b>
	n=	53	53	53	53	53	53	53
	%≤0,25	39,62	43,40	41,51	45,28	33,96	43,40	45,28
	%≤0,50	<b>83,02</b>	<b>84,91</b>	<b>81,13</b>	<b>79,25</b>	<b>75,47</b>	<b>77,36</b>	<b>79,25</b>
	%≤0,75	90,57	94,34	92,45	92,45	88,68	86,79	94,34
%≤1,00	98,11	98,11	98,11	96,23	98,11	92,45	94,34	
%>1,0	1,89	1,89	1,89	3,77	1,89	7,55	5,66	
22,50-24,50	meanPE	0,000	0,000	0,002	0,000	0,000	0,000	0,049
	SDPE	0,354	0,355	0,362	0,364	0,373	0,382	0,389
	medPE	0,005	0,006	0,020	0,007	0,012	0,021	0,040
	meanAE	<b>0,268</b>	<b>0,268</b>	<b>0,278</b>	<b>0,271</b>	<b>0,289</b>	<b>0,289</b>	<b>0,292</b>
	medAE	0,202	0,207	0,215	0,206	0,228	0,233	0,210
	rmsPE	<b>0,354</b>	<b>0,355</b>	<b>0,362</b>	<b>0,363</b>	<b>0,372</b>	<b>0,382</b>	<b>0,391</b>
	n=	339	339	339	339	339	339	339
	%≤0,25	59,29	58,70	57,82	57,82	55,16	55,75	55,75
	%≤0,50	<b>86,73</b>	<b>87,32</b>	<b>85,84</b>	<b>85,84</b>	<b>84,66</b>	<b>85,55</b>	<b>83,78</b>
	%≤0,75	94,40	94,99	94,69	94,69	94,99	93,22	93,51
%≤1,00	99,12	98,53	98,53	97,94	98,23	98,23	96,76	
%>1,0	0,88	1,47	1,47	2,06	1,77	1,77	3,24	
>24,50	meanPE	0,103	0,014	0,041	-0,014	0,045	0,045	0,083
	SDPE	0,325	0,303	0,302	0,307	0,318	0,313	0,315
	medPE	0,090	0,013	0,043	-0,006	0,031	0,053	0,100
	meanAE	<b>0,269</b>	<b>0,240</b>	<b>0,242</b>	<b>0,246</b>	<b>0,257</b>	<b>0,253</b>	<b>0,261</b>
	medAE	0,217	0,210	0,200	0,200	0,238	0,230	0,220
	rmsPE	<b>0,340</b>	<b>0,303</b>	<b>0,304</b>	<b>0,307</b>	<b>0,320</b>	<b>0,316</b>	<b>0,325</b>
	n=	196	196	196	196	196	196	196
	%≤0,25	56,63	61,22	61,22	59,69	53,57	58,67	57,65
	%≤0,50	<b>86,73</b>	<b>92,35</b>	<b>90,82</b>	<b>91,33</b>	<b>91,33</b>	<b>90,31</b>	<b>87,76</b>
	%≤0,75	96,43	97,45	97,96	97,96	97,45	96,94	97,96
%≤1,00	99,49	100,00	99,49	100,00	99,49	100,00	100,00	
%>1,0	0,51	0,00	0,51	0,00	0,51	0,00	0,00	

**Tabelle 8:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 1 (Vivonex IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		Smart Calculate	Olsen Lenstar	Holladay-2	Holladay	SRK/T	Haigis	Hoffer Q
Alle Augen	meanPE	0,011	0,016	-0,024	-0,002	-0,001	0,008	-0,004
	SDPE	0,435	0,434	0,442	0,477	0,476	0,478	0,503
	medPE	0,007	0,015	-0,035	-0,017	-0,007	-0,006	-0,012
	meanAE	<b>0,336</b>	<b>0,333</b>	<b>0,346</b>	<b>0,374</b>	<b>0,376</b>	<b>0,373</b>	<b>0,399</b>
	medAE	0,288	0,260	0,290	0,299	0,305	0,307	0,325
	rmsPE	<b>0,435</b>	<b>0,434</b>	<b>0,442</b>	<b>0,477</b>	<b>0,476</b>	<b>0,477</b>	<b>0,503</b>
	n=	951	951	951	951	951	951	951
	%≤0,25	47,32	49,84	45,32	44,06	42,80	44,16	40,48
	%≤0,50	<b>78,23</b>	<b>77,29</b>	<b>75,92</b>	<b>72,98</b>	<b>70,87</b>	<b>72,56</b>	<b>69,61</b>
	%≤0,75	92,74	92,64	91,90	88,43	88,96	88,75	87,38
	%≤1,00	97,16	97,16	97,37	96,11	96,85	96,32	95,58
%>1,0	2,84	2,84	2,73	4,42	3,26	3,79	4,52	
<22,50	meanPE	0,099	0,091	-0,075	-0,054	-0,028	-0,097	-0,139
	SDPE	0,522	0,494	0,498	0,522	0,521	0,556	0,557
	medPE	0,082	0,070	-0,103	-0,082	-0,041	-0,186	-0,212
	meanAE	<b>0,413</b>	<b>0,384</b>	<b>0,401</b>	<b>0,423</b>	<b>0,428</b>	<b>0,448</b>	<b>0,461</b>
	medAE	0,347	0,293	0,328	0,342	0,364	0,328	0,375
	rmsPE	<b>0,530</b>	<b>0,500</b>	<b>0,502</b>	<b>0,523</b>	<b>0,520</b>	<b>0,562</b>	<b>0,572</b>
	n=	152	152	152	152	152	152	152
	%≤0,25	40,79	45,39	40,79	36,84	34,21	43,42	32,24
	%≤0,50	<b>73,03</b>	<b>70,39</b>	<b>66,45</b>	<b>68,42</b>	<b>64,47</b>	<b>65,13</b>	<b>63,16</b>
	%≤0,75	84,87	88,82	86,18	86,18	84,87	79,61	82,24
	%≤1,00	92,76	94,74	96,05	93,42	96,05	92,76	91,45
%>1,0	7,24	5,26	3,95	7,89	3,95	7,89	8,55	
22,50-24,50	meanPE	-0,006	0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	SDPE	0,407	0,421	0,430	0,454	0,458	0,457	0,488
	medPE	-0,005	0,010	-0,005	-0,015	-0,012	-0,005	-0,011
	meanAE	<b>0,313</b>	<b>0,321</b>	<b>0,334</b>	<b>0,354</b>	<b>0,357</b>	<b>0,355</b>	<b>0,384</b>
	medAE	0,258	0,245	0,283	0,281	0,281	0,299	0,309
	rmsPE	<b>0,407</b>	<b>0,421</b>	<b>0,430</b>	<b>0,453</b>	<b>0,457</b>	<b>0,457</b>	<b>0,488</b>
	n=	672	672	672	672	672	672	672
	%≤0,25	50,45	51,79	46,73	46,58	45,83	44,35	42,86
	%≤0,50	<b>79,91</b>	<b>78,72</b>	<b>77,53</b>	<b>75,00</b>	<b>73,51</b>	<b>74,40</b>	<b>71,28</b>
	%≤0,75	94,49	93,15	93,01	90,03	89,58	90,92	88,69
	%≤1,00	97,92	97,47	97,62	97,17	97,32	96,88	96,28
%>1,0	2,08	2,53	2,53	2,98	2,83	3,13	3,87	
>24,50	meanPE	0,000	-0,025	-0,088	0,052	0,026	0,173	0,133
	SDPE	0,453	0,422	0,420	0,535	0,518	0,443	0,476
	medPE	0,007	-0,060	-0,115	0,050	0,025	0,174	0,143
	meanAE	<b>0,366</b>	<b>0,338</b>	<b>0,344</b>	<b>0,418</b>	<b>0,415</b>	<b>0,381</b>	<b>0,402</b>
	medAE	0,341	0,295	0,285	0,337	0,388	0,328	0,359
	rmsPE	<b>0,451</b>	<b>0,421</b>	<b>0,428</b>	<b>0,536</b>	<b>0,516</b>	<b>0,474</b>	<b>0,493</b>
	n=	127	127	127	127	127	127	127
	%≤0,25	38,58	44,88	43,31	39,37	37,01	44,09	37,80
	%≤0,50	<b>75,59</b>	<b>77,95</b>	<b>78,74</b>	<b>67,72</b>	<b>64,57</b>	<b>71,65</b>	<b>68,50</b>
	%≤0,75	92,91	94,49	92,91	82,68	90,55	88,19	86,61
	%≤1,00	98,43	98,43	97,64	93,70	95,28	97,64	96,85
%>1,0	1,57	1,57	2,36	7,87	4,72	2,36	3,15	

**Tabelle 9:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 2 (AAB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		K6	Olsen Phako Optics	EVO 2.0	Castrop V1	Barrett U2	PEARL-DGS	Kane
Alle Augen	meanPE	-0,006	-0,005	-0,012	-0,003	0,000	-0,089	-0,002
	SDPE	0,413	0,416	0,416	0,418	0,427	0,425	0,440
	medPE	-0,009	-0,015	-0,017	-0,004	-0,011	-0,094	-0,010
	meanAE	<b>0,319</b>	<b>0,320</b>	<b>0,324</b>	<b>0,320</b>	<b>0,334</b>	<b>0,337</b>	<b>0,343</b>
	medAE	0,261	0,260	0,268	0,264	0,272	0,270	0,280
	rmsPE	<b>0,413</b>	<b>0,415</b>	<b>0,416</b>	<b>0,418</b>	<b>0,427</b>	<b>0,433</b>	<b>0,440</b>
	n=	951	951	951	951	951	951	951
	%≤0,25	49,95	48,69	49,11	49,63	48,48	48,48	47,11
	%≤0,50	<b>79,07</b>	<b>79,18</b>	<b>78,34</b>	<b>78,34</b>	<b>78,34</b>	<b>77,39</b>	<b>76,66</b>
	%≤0,75	93,59	93,17	93,59	93,17	92,53	92,64	90,96
	%≤1,00	97,90	97,69	98,11	97,69	97,58	97,58	97,16
%>1,0	2,31	2,31	1,89	2,63	2,42	2,42	2,94	
<22,50	meanPE	0,009	-0,025	-0,006	-0,013	-0,001	-0,132	-0,034
	SDPE	0,452	0,458	0,453	0,453	0,498	0,462	0,497
	medPE	-0,006	-0,050	-0,019	-0,024	-0,009	-0,163	-0,023
	meanAE	<b>0,347</b>	<b>0,353</b>	<b>0,353</b>	<b>0,348</b>	<b>0,386</b>	<b>0,377</b>	<b>0,391</b>
	medAE	0,269	0,310	0,272	0,299	0,292	0,329	0,328
	rmsPE	<b>0,451</b>	<b>0,457</b>	<b>0,452</b>	<b>0,452</b>	<b>0,496</b>	<b>0,478</b>	<b>0,496</b>
	n=	152	152	152	152	152	152	152
	%≤0,25	49,34	43,42	47,37	42,76	45,39	42,76	42,11
	%≤0,50	<b>74,34</b>	<b>78,29</b>	<b>73,03</b>	<b>76,32</b>	<b>71,71</b>	<b>73,68</b>	<b>70,39</b>
	%≤0,75	90,79	88,16	90,13	90,13	88,82	90,13	84,21
	%≤1,00	96,71	96,05	97,37	95,39	94,74	95,39	94,74
%>1,0	3,95	3,95	2,63	5,26	5,26	4,61	5,26	
22,50-24,50	meanPE	0,000	0,001	0,000	0,000	0,000	-0,085	0,011
	SDPE	0,405	0,406	0,406	0,409	0,411	0,416	0,429
	medPE	-0,004	0,000	-0,010	0,003	-0,001	-0,089	-0,005
	meanAE	<b>0,310</b>	<b>0,310</b>	<b>0,313</b>	<b>0,311</b>	<b>0,321</b>	<b>0,327</b>	<b>0,333</b>
	medAE	0,252	0,250	0,252	0,244	0,262	0,261	0,275
	rmsPE	<b>0,405</b>	<b>0,406</b>	<b>0,406</b>	<b>0,409</b>	<b>0,411</b>	<b>0,425</b>	<b>0,428</b>
	n=	672	672	672	672	672	672	672
	%≤0,25	51,19	51,19	50,45	52,38	49,85	49,85	47,92
	%≤0,50	<b>79,61</b>	<b>79,61</b>	<b>79,02</b>	<b>78,72</b>	<b>79,32</b>	<b>78,13</b>	<b>77,68</b>
	%≤0,75	94,35	94,05	94,64	93,90	93,30	92,71	92,11
	%≤1,00	98,07	97,92	98,21	98,07	98,21	97,92	97,62
%>1,0	2,08	2,08	1,79	2,08	1,79	2,08	2,53	
>24,50	meanPE	-0,054	-0,012	-0,085	-0,007	0,000	-0,055	-0,028
	SDPE	0,406	0,414	0,421	0,424	0,421	0,420	0,427
	medPE	-0,106	-0,040	-0,113	-0,020	-0,029	-0,077	-0,045
	meanAE	<b>0,332</b>	<b>0,333</b>	<b>0,346</b>	<b>0,335</b>	<b>0,337</b>	<b>0,345</b>	<b>0,341</b>
	medAE	0,296	0,285	0,304	0,280	0,301	0,297	0,280
	rmsPE	<b>0,408</b>	<b>0,413</b>	<b>0,428</b>	<b>0,423</b>	<b>0,420</b>	<b>0,422</b>	<b>0,426</b>
	n=	127	127	127	127	127	127	127
	%≤0,25	44,09	41,73	44,09	43,31	44,88	48,03	48,82
	%≤0,50	<b>81,89</b>	<b>77,95</b>	<b>81,10</b>	<b>78,74</b>	<b>81,10</b>	<b>77,95</b>	<b>78,74</b>
	%≤0,75	92,91	94,49	92,13	92,91	92,91	95,28	92,91
	%≤1,00	98,43	98,43	98,43	98,43	97,64	98,43	97,64
%>1,0	1,57	1,57	1,57	2,36	2,36	1,57	2,36	

**Tabelle 10:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 2 (AAB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		Olsen Lenstar	Smart Calculate	Holladay-2	Holladay	Haigis	Hoffer Q	SRK/T
Alle Augen	meanPE	0,019	0,004	-0,032	-0,026	-0,103	-0,128	0,042
	SDPE	0,400	0,424	0,404	0,472	0,562	0,605	0,480
	medPE	0,070	0,035	-0,030	-0,033	-0,011	-0,071	0,055
	meanAE	<b>0,319</b>	<b>0,343</b>	<b>0,308</b>	<b>0,357</b>	<b>0,435</b>	<b>0,437</b>	<b>0,378</b>
	medAE	0,260	0,296	0,225	0,283	0,332	0,322	0,287
	rmsPE	<b>0,399</b>	<b>0,423</b>	<b>0,405</b>	<b>0,471</b>	<b>0,570</b>	<b>0,617</b>	<b>0,480</b>
	n=	183	183	183	183	183	183	183
	%≤0,25	49,73	45,90	55,19	46,45	38,25	40,98	42,62
	%≤0,50	<b>78,14</b>	<b>76,50</b>	<b>80,33</b>	<b>75,96</b>	<b>65,03</b>	<b>70,49</b>	<b>73,22</b>
	%≤0,75	93,99	94,54	92,90	86,89	83,61	83,06	86,34
	%≤1,00	99,45	98,36	97,81	95,63	93,44	91,26	96,17
%>1,0	0,55	1,64	2,19	4,37	7,10	8,74	3,83	
<22,50	meanPE	-0,014	-0,093	-0,126	-0,149	-0,496	-0,507	0,061
	SDPE	0,435	0,456	0,421	0,501	0,570	0,701	0,528
	medPE	0,025	-0,079	-0,140	-0,043	-0,523	-0,428	0,129
	meanAE	<b>0,359</b>	<b>0,383</b>	<b>0,337</b>	<b>0,401</b>	<b>0,619</b>	<b>0,624</b>	<b>0,441</b>
	medAE	0,343	0,375	0,225	0,316	0,543	0,493	0,364
	rmsPE	<b>0,432</b>	<b>0,461</b>	<b>0,436</b>	<b>0,518</b>	<b>0,752</b>	<b>0,860</b>	<b>0,527</b>
	n=	60	60	60	60	60	60	60
	%≤0,25	38,33	38,33	53,33	45,00	21,67	28,33	28,33
	%≤0,50	<b>71,67</b>	<b>70,00</b>	<b>73,33</b>	<b>66,67</b>	<b>45,00</b>	<b>51,67</b>	<b>66,67</b>
	%≤0,75	91,67	93,33	90,00	81,67	66,67	73,33	86,67
	%≤1,00	100,00	96,67	98,33	95,00	88,33	81,67	93,33
%>1,0	0,00	3,33	1,67	5,00	13,33	18,33	6,67	
22,50-24,50	meanPE	-0,008	0,001	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	SDPE	0,394	0,413	0,417	0,440	0,454	0,459	0,468
	medPE	0,033	0,010	-0,010	-0,021	0,024	-0,002	-0,003
	meanAE	<b>0,305</b>	<b>0,329</b>	<b>0,310</b>	<b>0,321</b>	<b>0,332</b>	<b>0,343</b>	<b>0,341</b>
	medAE	0,225	0,287	0,228	0,261	0,261	0,271	0,223
	rmsPE	<b>0,392</b>	<b>0,410</b>	<b>0,414</b>	<b>0,437</b>	<b>0,451</b>	<b>0,456</b>	<b>0,466</b>
	n=	90	90	90	90	90	90	90
	%≤0,25	54,44	48,89	56,67	50,00	48,89	45,56	56,67
	%≤0,50	<b>80,00</b>	<b>81,11</b>	<b>81,11</b>	<b>81,11</b>	<b>76,67</b>	<b>80,00</b>	<b>76,67</b>
	%≤0,75	95,56	95,56	92,22	90,00	92,22	88,89	84,44
	%≤1,00	98,89	98,89	96,67	95,56	95,56	95,56	96,67
%>1,0	1,11	1,11	3,33	4,44	4,44	4,44	3,33	
>24,50	meanPE	0,149	0,187	0,053	0,127	0,333	0,214	0,123
	SDPE	0,327	0,338	0,307	0,459	0,327	0,397	0,416
	medPE	0,200	0,179	0,080	0,001	0,360	0,209	0,113
	meanAE	<b>0,283</b>	<b>0,309</b>	<b>0,247</b>	<b>0,375</b>	<b>0,380</b>	<b>0,353</b>	<b>0,365</b>
	medAE	0,230	0,258	0,210	0,318	0,362	0,249	0,300
	rmsPE	<b>0,355</b>	<b>0,381</b>	<b>0,307</b>	<b>0,469</b>	<b>0,463</b>	<b>0,446</b>	<b>0,427</b>
	n=	33	33	33	33	33	33	33
	%≤0,25	57,58	51,52	54,55	39,39	39,39	51,52	30,30
	%≤0,50	<b>84,85</b>	<b>75,76</b>	<b>90,91</b>	<b>78,79</b>	<b>69,70</b>	<b>78,79</b>	<b>75,76</b>
	%≤0,75	93,94	93,94	100,00	87,88	90,91	84,85	90,91
	%≤1,00	100,00	100,00	100,00	96,97	96,97	96,97	100,00
%>1,0	0,00	0,00	0,00	3,03	3,03	3,03	0,00	

**Tabelle 11:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 3 (ZCB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien



		Kane	PEARL-DGS	K6	EVO 2.0 „standard“	EVO 2.0 „tecnis“	Olsen Phako Optics	Castrop V1	Barrett U2
Alle Augen	meanPE	-0,011	-0,015	-0,017	0,016	0,073	0,007	0,017	-0,062
	SDPE	0,381	0,382	0,376	0,372	0,398	0,385	0,401	0,500
	medPE	-0,025	-0,003	0,009	0,009	0,058	0,030	0,060	-0,015
	meanAE	<b>0,297</b>	<b>0,289</b>	<b>0,289</b>	<b>0,286</b>	<b>0,315</b>	<b>0,297</b>	<b>0,313</b>	<b>0,357</b>
	medAE	0,250	0,236	0,229	0,228	0,260	0,240	0,250	0,278
	rmsPE	<b>0,380</b>	<b>0,381</b>	<b>0,376</b>	<b>0,371</b>	<b>0,404</b>	<b>0,384</b>	<b>0,400</b>	<b>0,503</b>
	n=	183	183	183	183	183	183	183	183
	%≤0,25	51,37	55,19	53,01	56,28	49,73	54,64	52,46	46,45
	%≤0,50	<b>81,97</b>	<b>80,87</b>	<b>82,51</b>	<b>82,51</b>	<b>80,33</b>	<b>79,78</b>	<b>79,78</b>	<b>74,86</b>
	%≤0,75	95,08	95,08	95,63	95,08	94,54	95,63	92,90	87,98
	%≤1,00	98,91	99,45	99,45	98,91	98,36	99,45	98,91	95,63
%>1,0	1,09	0,55	0,55	1,09	1,64	0,55	1,09	4,92	
<22,50	meanPE	-0,093	-0,136	-0,136	0,013	0,192	-0,078	-0,057	-0,277
	SDPE	0,417	0,377	0,379	0,384	0,431	0,396	0,427	0,621
	medPE	-0,090	-0,080	-0,070	0,053	0,249	-0,038	-0,004	-0,202
	meanAE	<b>0,345</b>	<b>0,310</b>	<b>0,321</b>	<b>0,314</b>	<b>0,397</b>	<b>0,320</b>	<b>0,341</b>	<b>0,498</b>
	medAE	0,320	0,296	0,320	0,252	0,422	0,290	0,264	0,368
	rmsPE	<b>0,424</b>	<b>0,398</b>	<b>0,400</b>	<b>0,381</b>	<b>0,469</b>	<b>0,400</b>	<b>0,427</b>	<b>0,675</b>
	n=	60	60	60	60	60	60	60	60
	%≤0,25	43,33	46,67	48,33	51,67	33,33	45,00	50,00	36,67
	%≤0,50	<b>76,67</b>	<b>80,00</b>	<b>80,00</b>	<b>81,67</b>	<b>73,33</b>	<b>75,00</b>	<b>76,67</b>	<b>61,67</b>
	%≤0,75	91,67	93,33	93,33	93,33	91,67	95,00	91,67	78,33
	%≤1,00	98,33	100,00	100,00	100,00	98,33	100,00	98,33	90,00
%>1,0	1,67	0,00	0,00	0,00	1,67	0,00	1,67	10,00	
22,50-24,50	meanPE	-0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,007	0,000	0,000
	SDPE	0,371	0,374	0,376	0,383	0,386	0,388	0,391	0,413
	medPE	-0,020	-0,004	0,009	0,002	-0,009	0,015	-0,010	-0,019
	meanAE	<b>0,279</b>	<b>0,275</b>	<b>0,277</b>	<b>0,282</b>	<b>0,284</b>	<b>0,291</b>	<b>0,297</b>	<b>0,294</b>
	medAE	0,235	0,207	0,214	0,200	0,215	0,235	0,237	0,231
	rmsPE	<b>0,369</b>	<b>0,372</b>	<b>0,374</b>	<b>0,381</b>	<b>0,384</b>	<b>0,386</b>	<b>0,389</b>	<b>0,410</b>
	n=	90	90	90	90	90	90	90	90
	%≤0,25	54,44	60,00	56,67	56,67	55,56	57,78	55,56	53,33
	%≤0,50	<b>83,33</b>	<b>82,22</b>	<b>84,44</b>	<b>82,22</b>	<b>82,22</b>	<b>81,11</b>	<b>80,00</b>	<b>81,11</b>
	%≤0,75	95,56	95,56	95,56	95,56	95,56	95,56	93,33	90,00
	%≤1,00	98,89	98,89	98,89	97,78	97,78	98,89	98,89	97,78
%>1,0	1,11	1,11	1,11	2,22	2,22	1,11	1,11	3,33	
>24,50	meanPE	0,113	0,162	0,155	0,066	0,058	0,160	0,199	0,161
	SDPE	0,306	0,347	0,299	0,320	0,321	0,308	0,328	0,302
	medPE	0,120	0,147	0,179	0,037	0,028	0,185	0,214	0,146
	meanAE	<b>0,260</b>	<b>0,291</b>	<b>0,263</b>	<b>0,249</b>	<b>0,248</b>	<b>0,270</b>	<b>0,306</b>	<b>0,271</b>
	medAE	0,230	0,177	0,222	0,204	0,196	0,205	0,264	0,273
	rmsPE	<b>0,321</b>	<b>0,378</b>	<b>0,332</b>	<b>0,322</b>	<b>0,321</b>	<b>0,343</b>	<b>0,379</b>	<b>0,339</b>
	n=	33	33	33	33	33	33	33	33
	%≤0,25	57,58	57,58	51,52	63,64	63,64	63,64	48,48	45,45
	%≤0,50	<b>87,88</b>	<b>78,79</b>	<b>81,82</b>	<b>84,85</b>	<b>87,88</b>	<b>84,85</b>	<b>84,85</b>	<b>81,82</b>
	%≤0,75	100,00	96,97	100,00	96,97	96,97	96,97	93,94	100,00
	%≤1,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
%>1,0	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	

**Tabelle 12:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 3 (ZCB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		Olsen Lenstar	Smart Calculate	Haigis	Holladay-2	Hoffer Q	Holladay	SRK/T
Alle Augen	meanPE	-0,022	-0,021	0,023	-0,047	0,031	0,056	0,052
	SDPE	0,486	0,515	0,589	0,495	0,626	0,604	0,578
	medPE	-0,025	-0,048	0,044	-0,065	0,038	0,027	0,037
	meanAE	<b>0,380</b>	<b>0,401</b>	<b>0,454</b>	<b>0,389</b>	<b>0,474</b>	<b>0,475</b>	<b>0,462</b>
	medAE	0,315	0,299	0,381	0,320	0,380	0,375	0,384
	rmsPE	<b>0,486</b>	<b>0,514</b>	<b>0,588</b>	<b>0,496</b>	<b>0,625</b>	<b>0,605</b>	<b>0,578</b>
	n=	181	181	181	181	181	181	181
	%≤0,25	43,65	41,44	37,02	41,99	35,91	35,91	33,15
	%≤0,50	<b>73,48</b>	<b>70,17</b>	<b>61,33</b>	<b>71,27</b>	<b>64,64</b>	<b>61,33</b>	<b>63,54</b>
	%≤0,75	87,85	85,64	84,53	85,64	80,11	80,66	81,22
	%≤1,00	95,03	95,58	92,82	94,48	90,61	90,06	93,37
%>1,0	5,52	4,42	7,18	6,08	9,39	9,94	7,18	
<22,50	meanPE	-0,202	-0,309	-0,736	-0,497	-0,813	-0,563	-0,382
	SDPE	0,536	0,574	0,598	0,445	0,590	0,439	0,414
	medPE	-0,205	-0,285	-0,712	-0,525	-0,724	-0,596	-0,444
	meanAE	<b>0,453</b>	<b>0,497</b>	<b>0,784</b>	<b>0,553</b>	<b>0,813</b>	<b>0,575</b>	<b>0,471</b>
	medAE	0,340	0,386	0,712	0,525	0,724	0,596	0,444
	rmsPE	<b>0,562</b>	<b>0,641</b>	<b>0,940</b>	<b>0,660</b>	<b>0,997</b>	<b>0,708</b>	<b>0,556</b>
	n=	23	23	23	23	23	23	23
	%≤0,25	39,13	39,13	21,74	26,09	26,09	30,43	26,09
	%≤0,50	<b>56,52</b>	<b>52,17</b>	<b>30,43</b>	<b>47,83</b>	<b>34,78</b>	<b>43,48</b>	<b>60,87</b>
	%≤0,75	78,26	73,91	56,52	69,57	56,52	65,22	78,26
	%≤1,00	95,65	91,30	65,22	86,96	69,57	82,61	95,65
%>1,0	4,35	8,70	34,78	13,04	30,43	17,39	4,35	
22,50-24,50	meanPE	0,000	0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	SDPE	0,465	0,478	0,479	0,485	0,487	0,488	0,525
	medPE	-0,045	-0,047	-0,021	0,008	-0,002	-0,026	-0,018
	meanAE	<b>0,362</b>	<b>0,375</b>	<b>0,363</b>	<b>0,371</b>	<b>0,367</b>	<b>0,374</b>	<b>0,409</b>
	medAE	0,307	0,287	0,286	0,308	0,315	0,298	0,333
	rmsPE	<b>0,463</b>	<b>0,475</b>	<b>0,476</b>	<b>0,482</b>	<b>0,484</b>	<b>0,486</b>	<b>0,522</b>
	n=	82	82	82	82	82	82	82
	%≤0,25	46,34	43,90	43,90	46,34	41,46	45,12	41,46
	%≤0,50	<b>74,39</b>	<b>75,61</b>	<b>74,39</b>	<b>75,61</b>	<b>76,83</b>	<b>75,61</b>	<b>68,29</b>
	%≤0,75	89,02	86,59	89,02	85,37	87,80	89,02	86,59
	%≤1,00	96,34	97,56	97,56	95,12	95,12	95,12	95,12
%>1,0	3,66	2,44	2,44	6,10	4,88	4,88	6,10	
>24,50	meanPE	0,009	0,038	0,278	0,038	0,319	0,303	0,240
	SDPE	0,488	0,513	0,487	0,452	0,528	0,615	0,597
	medPE	0,070	0,033	0,316	0,003	0,384	0,392	0,303
	meanAE	<b>0,378</b>	<b>0,399</b>	<b>0,453</b>	<b>0,360</b>	<b>0,487</b>	<b>0,553</b>	<b>0,517</b>
	medAE	0,305	0,301	0,430	0,298	0,427	0,509	0,417
	rmsPE	<b>0,485</b>	<b>0,511</b>	<b>0,558</b>	<b>0,451</b>	<b>0,614</b>	<b>0,682</b>	<b>0,639</b>
	n=	76	76	76	76	76	76	76
	%≤0,25	42,11	39,47	34,21	42,11	32,89	27,63	26,32
	%≤0,50	<b>77,63</b>	<b>69,74</b>	<b>56,58</b>	<b>73,68</b>	<b>60,53</b>	<b>51,32</b>	<b>59,21</b>
	%≤0,75	89,47	88,16	88,16	90,79	78,95	76,32	76,32
	%≤1,00	93,42	94,74	96,05	96,05	92,11	86,84	90,79
%>1,0	7,89	5,26	3,95	3,95	7,89	13,16	9,21	

**Tabelle 13:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 4 (ZCB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		PEARL-DGS	Kane	EVO 2.0 „tecnis“	EVO 2.0 „standard“	K6	Olsen Phako Optics	Castrop V1	Barrett U2
Alle Augen	meanPE	0,023	-0,093	0,003	-0,015	-0,039	-0,028	-0,030	-0,021
	SDPE	0,509	0,491	0,466	0,471	0,480	0,482	0,493	0,557
	medPE	0,016	-0,065	0,007	-0,004	-0,020	0,005	-0,015	-0,016
	meanAE	<b>0,399</b>	<b>0,387</b>	<b>0,369</b>	<b>0,373</b>	<b>0,379</b>	<b>0,380</b>	<b>0,386</b>	<b>0,429</b>
	medAE	0,327	0,315	0,326	0,324	0,304	0,295	0,325	0,336
	rmsPE	<b>0,508</b>	<b>0,498</b>	<b>0,465</b>	<b>0,470</b>	<b>0,480</b>	<b>0,482</b>	<b>0,493</b>	<b>0,556</b>
	n=	181	181	181	181	181	181	181	181
	%≤0,25	41,99	40,88	41,99	41,44	43,09	43,65	42,54	37,02
	%≤0,50	<b>67,40</b>	<b>69,06</b>	<b>72,93</b>	<b>72,93</b>	<b>70,17</b>	<b>73,48</b>	<b>73,48</b>	<b>69,61</b>
	%≤0,75	84,53	83,98	90,06	88,40	86,19	86,74	88,40	86,19
	%≤1,00	96,69	93,92	97,24	97,24	97,24	95,03	95,03	92,82
%>1,0	3,31	6,63	3,31	3,31	2,76	4,97	5,52	7,18	
<22,50	meanPE	-0,426	-0,558	-0,167	-0,318	-0,431	-0,350	-0,358	-0,624
	SDPE	0,423	0,430	0,457	0,413	0,431	0,467	0,473	0,623
	medPE	-0,466	-0,605	-0,154	-0,371	-0,500	-0,395	-0,448	-0,616
	meanAE	<b>0,506</b>	<b>0,595</b>	<b>0,407</b>	<b>0,433</b>	<b>0,509</b>	<b>0,480</b>	<b>0,502</b>	<b>0,689</b>
	medAE	0,466	0,605	0,396	0,412	0,500	0,490	0,480	0,616
	rmsPE	<b>0,594</b>	<b>0,699</b>	<b>0,477</b>	<b>0,514</b>	<b>0,603</b>	<b>0,576</b>	<b>0,585</b>	<b>0,872</b>
	n=	23	23	23	23	23	23	23	23
	%≤0,25	26,09	26,09	30,43	26,09	30,43	34,78	26,09	26,09
	%≤0,50	<b>52,17</b>	<b>34,78</b>	<b>65,22</b>	<b>65,22</b>	<b>52,17</b>	<b>52,17</b>	<b>56,52</b>	<b>39,13</b>
	%≤0,75	69,57	52,17	91,30	78,26	69,57	73,91	78,26	69,57
	%≤1,00	100,00	82,61	100,00	100,00	95,65	95,65	95,65	78,26
%>1,0	0,00	17,39	0,00	0,00	4,35	4,35	4,35	21,74	
22,50-24,50	meanPE	0,000	-0,079	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	SDPE	0,431	0,440	0,449	0,449	0,452	0,456	0,459	0,474
	medPE	-0,002	-0,080	0,001	0,003	-0,011	0,010	-0,001	-0,040
	meanAE	0,345	0,344	0,352	0,352	0,348	0,355	0,349	0,372
	medAE	0,304	0,295	0,296	0,294	0,279	0,270	0,247	0,316
	rmsPE	0,428	0,444	0,446	0,447	0,449	0,453	0,457	0,471
	n=	82	82	82	82	82	82	82	82
	%≤0,25	43,90	46,34	46,34	46,34	48,78	46,34	51,22	41,46
	%≤0,50	78,05	76,83	74,39	74,39	71,95	74,39	73,17	75,61
	%≤0,75	90,24	90,24	90,24	90,24	89,02	87,80	90,24	89,02
	%≤1,00	97,56	96,34	97,56	97,56	97,56	96,34	96,34	96,34
%>1,0	2,44	4,88	3,66	3,66	2,44	3,66	3,66	3,66	
>24,50	meanPE	0,184	0,033	0,058	0,060	0,037	0,040	0,036	0,140
	SDPE	0,528	0,482	0,481	0,481	0,472	0,481	0,502	0,500
	medPE	0,108	0,020	0,047	0,048	0,045	0,075	0,109	0,161
	meanAE	0,425	0,372	0,376	0,376	0,374	0,377	0,391	0,411
	medAE	0,320	0,325	0,340	0,343	0,314	0,290	0,328	0,331
	rmsPE	0,556	0,480	0,481	0,481	0,470	0,480	0,499	0,516
	n=	76	76	76	76	76	76	76	76
	%≤0,25	44,74	39,47	40,79	40,79	40,79	43,42	38,16	35,53
	%≤0,50	60,53	71,05	73,68	73,68	73,68	78,95	78,95	72,37
	%≤0,75	82,89	86,84	89,47	89,47	88,16	89,47	89,47	88,16
	%≤1,00	94,74	94,74	96,05	96,05	97,37	93,42	93,42	93,42
%>1,0	5,26	5,26	3,95	3,95	2,63	6,58	7,89	6,58	

**Tabelle 14:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 4 (ZCB00 IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		Holladay	Holladay-2	Smart Calculate	Hoffer Q	Haigis	Olsen Lenstar	SRK/T
Alle Augen	meanPE	0,106	-0,039	-0,002	0,049	0,017	0,001	0,076
	SDPE	0,536	0,499	0,503	0,747	0,536	0,521	0,552
	medPE	0,112	-0,032	-0,001	0,081	0,050	0,008	0,093
	meanAE	<b>0,425</b>	<b>0,389</b>	<b>0,386</b>	<b>0,462</b>	<b>0,419</b>	<b>0,401</b>	<b>0,423</b>
	medAE	0,361	0,320	0,317	0,379	0,355	0,325	0,342
	rmsPE	<b>0,546</b>	<b>0,501</b>	<b>0,503</b>	<b>0,748</b>	<b>0,535</b>	<b>0,521</b>	<b>0,557</b>
	n=	670	670	670	670	670	670	670
	%≤0,25	37,16	40,45	42,39	36,57	37,46	40,45	37,91
	%≤0,50	<b>68,36</b>	<b>71,64</b>	<b>72,69</b>	<b>62,69</b>	<b>67,31</b>	<b>69,70</b>	<b>70,00</b>
	%≤0,75	86,42	90,00	88,96	83,88	86,72	86,87	85,82
%≤1,00	93,73	96,27	95,52	93,28	94,63	95,52	94,63	
%>1,0	6,42	4,03	4,63	7,01	5,52	4,78	5,97	
<22,50	meanPE	0,111	-0,054	0,127	-0,230	-0,239	0,254	0,297
	SDPE	0,618	0,568	0,464	0,647	0,589	0,492	0,646
	medPE	0,143	-0,105	0,173	-0,283	-0,193	0,260	0,137
	meanAE	<b>0,488</b>	<b>0,449</b>	<b>0,373</b>	<b>0,568</b>	<b>0,506</b>	<b>0,449</b>	<b>0,511</b>
	medAE	0,385	0,410	0,343	0,575	0,444	0,440	0,349
	rmsPE	<b>0,622</b>	<b>0,565</b>	<b>0,477</b>	<b>0,680</b>	<b>0,631</b>	<b>0,550</b>	<b>0,705</b>
	n=	53	53	53	53	53	53	53
	%≤0,25	28,30	33,96	33,96	24,53	33,96	32,08	37,74
	%≤0,50	<b>64,15</b>	<b>60,38</b>	<b>77,36</b>	<b>45,28</b>	<b>58,49</b>	<b>64,15</b>	<b>64,15</b>
	%≤0,75	83,02	86,79	92,45	73,58	81,13	88,68	77,36
%≤1,00	92,45	94,34	96,23	84,91	90,57	96,23	88,68	
%>1,0	7,55	5,66	3,77	16,98	9,43	3,77	11,32	
22,50-25,50	meanPE	0,007	-0,030	-0,001	-0,043	-0,036	0,052	-0,010
	SDPE	0,480	0,497	0,501	0,508	0,510	0,517	0,530
	medPE	0,042	0,010	0,005	0,011	-0,001	0,048	0,034
	meanAE	<b>0,383</b>	<b>0,400</b>	<b>0,389</b>	<b>0,414</b>	<b>0,414</b>	<b>0,407</b>	<b>0,406</b>
	medAE	0,333	0,350	0,314	0,365	0,355	0,348	0,344
	rmsPE	<b>0,479</b>	<b>0,497</b>	<b>0,500</b>	<b>0,509</b>	<b>0,510</b>	<b>0,519</b>	<b>0,530</b>
	n=	340	340	340	340	340	340	340
	%≤0,25	38,82	37,35	42,65	36,76	35,59	38,53	37,06
	%≤0,50	<b>72,35</b>	<b>69,12</b>	<b>71,18</b>	<b>65,88</b>	<b>66,47</b>	<b>69,12</b>	<b>72,35</b>
	%≤0,75	91,76	90,00	88,82	86,47	87,35	86,18	88,53
%≤1,00	96,18	96,76	95,00	96,47	96,18	94,41	96,18	
%>1,0	3,82	3,82	5,00	3,82	4,12	5,88	4,71	
>25,50	meanPE	0,226	-0,047	-0,028	0,214	0,132	-0,110	0,139
	SDPE	0,562	0,491	0,511	0,951	0,531	0,507	0,541
	medPE	0,218	-0,035	-0,039	0,142	0,110	-0,110	0,170
	meanAE	<b>0,464</b>	<b>0,363</b>	<b>0,384</b>	<b>0,500</b>	<b>0,409</b>	<b>0,385</b>	<b>0,427</b>
	medAE	0,389	0,280	0,310	0,380	0,344	0,295	0,338
	rmsPE	<b>0,605</b>	<b>0,492</b>	<b>0,511</b>	<b>0,973</b>	<b>0,546</b>	<b>0,518</b>	<b>0,558</b>
	n=	277	277	277	277	277	277	277
	%≤0,25	36,82	45,49	43,68	38,63	40,43	44,40	38,99
	%≤0,50	<b>64,26</b>	<b>76,90</b>	<b>73,65</b>	<b>62,09</b>	<b>70,04</b>	<b>71,48</b>	<b>68,23</b>
	%≤0,75	80,51	90,61	88,45	82,67	87,00	87,36	84,12
%≤1,00	90,97	96,03	96,03	90,97	93,50	96,75	93,86	
%>1,0	9,39	3,97	4,33	9,03	6,50	3,61	6,50	

**Tabelle 15:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 5 (SN60WF IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

939

940

		PEARL-DGS	EVO 2.0	Kane	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Castrop V1
Alle Augen	meanPE	0,035	-0,001	-0,013	-0,002	0,021	-0,022	-0,022
	SDPE	0,481	0,478	0,483	0,481	0,496	0,488	0,499
	medPE	0,027	-0,007	-0,007	-0,018	0,002	-0,027	-0,034
	meanAE	<b>0,367</b>	<b>0,363</b>	<b>0,373</b>	<b>0,362</b>	<b>0,377</b>	<b>0,375</b>	<b>0,383</b>
	medAE	0,296	0,288	0,315	0,291	0,301	0,300	0,296
	rmsPE	<b>0,482</b>	<b>0,478</b>	<b>0,483</b>	<b>0,481</b>	<b>0,496</b>	<b>0,488</b>	<b>0,499</b>
	n=	670	670	670	670	670	670	670
	%≤0,25	44,48	43,73	43,88	45,97	44,18	43,58	43,43
	%≤0,50	<b>74,93</b>	<b>75,97</b>	<b>73,58</b>	<b>74,48</b>	<b>74,03</b>	<b>73,43</b>	<b>71,94</b>
	%≤0,75	90,45	89,85	91,19	90,30	89,25	88,96	87,61
	%≤1,00	96,57	96,57	96,42	96,87	96,42	96,72	96,27
%>1,0	3,58	3,58	3,73	3,13	3,73	3,28	4,03	
<22,50	meanPE	0,038	0,167	0,018	0,174	0,116	0,077	0,155
	SDPE	0,481	0,494	0,560	0,483	0,637	0,481	0,484
	medPE	-0,012	0,023	-0,045	0,076	0,072	0,030	0,088
	meanAE	<b>0,362</b>	<b>0,368</b>	<b>0,435</b>	<b>0,363</b>	<b>0,477</b>	<b>0,376</b>	<b>0,385</b>
	medAE	0,259	0,267	0,405	0,219	0,408	0,290	0,282
	rmsPE	<b>0,478</b>	<b>0,517</b>	<b>0,555</b>	<b>0,509</b>	<b>0,642</b>	<b>0,483</b>	<b>0,504</b>
	n=	53	53	53	53	53	53	53
	%≤0,25	50,94	45,28	37,74	50,94	43,40	43,40	45,28
	%≤0,50	<b>75,47</b>	<b>73,58</b>	<b>69,81</b>	<b>67,92</b>	<b>66,04</b>	<b>69,81</b>	<b>67,92</b>
	%≤0,75	94,34	90,57	84,91	88,68	83,02	94,34	88,68
	%≤1,00	94,34	96,23	94,34	96,23	88,68	96,23	96,23
%>1,0	5,66	3,77	5,66	3,77	11,32	3,77	3,77	
22,50-25,50	meanPE	0,004	0,009	-0,011	0,030	0,020	0,003	0,019
	SDPE	0,465	0,469	0,468	0,470	0,476	0,485	0,490
	medPE	0,007	0,011	-0,002	0,019	0,002	0,013	0,026
	meanAE	<b>0,368</b>	<b>0,369</b>	<b>0,372</b>	<b>0,369</b>	<b>0,374</b>	<b>0,383</b>	<b>0,385</b>
	medAE	0,305	0,305	0,335	0,304	0,305	0,318	0,312
	rmsPE	<b>0,465</b>	<b>0,468</b>	<b>0,467</b>	<b>0,470</b>	<b>0,476</b>	<b>0,484</b>	<b>0,490</b>
	n=	340	340	340	340	340	340	340
	%≤0,25	41,47	40,59	41,76	42,94	42,35	41,47	41,18
	%≤0,50	<b>74,41</b>	<b>74,41</b>	<b>72,06</b>	<b>72,35</b>	<b>73,24</b>	<b>71,47</b>	<b>70,29</b>
	%≤0,75	89,12	89,71	92,35	90,59	90,00	87,94	87,06
	%≤1,00	97,35	96,76	96,76	97,06	97,06	96,47	96,18
%>1,0	2,65	3,53	3,24	2,94	3,24	3,53	4,12	
>25,50	meanPE	0,072	-0,045	-0,021	-0,075	0,003	-0,071	-0,106
	SDPE	0,499	0,480	0,487	0,484	0,489	0,490	0,499
	medPE	0,058	-0,055	-0,010	-0,070	-0,012	-0,075	-0,130
	meanAE	<b>0,367</b>	<b>0,355</b>	<b>0,361</b>	<b>0,354</b>	<b>0,361</b>	<b>0,365</b>	<b>0,378</b>
	medAE	0,294	0,269	0,270	0,269	0,286	0,275	0,288
	rmsPE	<b>0,503</b>	<b>0,481</b>	<b>0,486</b>	<b>0,489</b>	<b>0,488</b>	<b>0,494</b>	<b>0,509</b>
	n=	277	277	277	277	277	277	277
	%≤0,25	46,93	47,29	47,65	48,74	46,57	46,21	45,85
	%≤0,50	<b>75,45</b>	<b>78,34</b>	<b>76,17</b>	<b>78,34</b>	<b>76,53</b>	<b>76,53</b>	<b>74,73</b>
	%≤0,75	91,34	89,89	90,97	90,25	89,53	89,17	88,09
	%≤1,00	96,03	96,39	96,39	96,75	97,11	97,11	96,39
%>1,0	4,33	3,61	3,97	3,25	2,89	2,89	3,97	

**Tabelle 16:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren in Datensatz 5 (SN60WF IOL) geordnet nach rmsPE der normallangen Augen.

MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

941

942

943

944 **3.6 Testung der Formeln**

945  
 946 Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für Datensatz 1 ( $p < ,001$  für alle Augen,  
 947 normale Augen und lange Augen,  $p = ,003$  für kurze Augen). Eine Auflistung der Formeln  
 948 nach Rangsumme, meanAE und rmsPE findet sich in **Tabelle 17**, **Tabelle 18** und **Tabelle**  
 949 **19**. Ein Vergleich der Formeln mittels Friedman ANOVA und posthoc Dunn Test findet sich in  
 950 **Tabelle 20** (alle Augen), **Tabelle 21** (kurze Augen), **Tabelle 22** (normale Augen) und  
 951 **Tabelle 23** (lange Augen).

952

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rank sum		rank sum		rank sum		rank sum	
K6	6,60	Olsen LS	6,25	K6	6,69	K6	6,52
EVO2	6,72	K6	6,33	EVO2	6,72	EVO2	6,70
PEARL-DGS	6,90	Kane	6,54	PEARL-DGS	6,72	Barrett U2	6,72
Olsen PO	7,06	EVO2	6,79	Olsen PO	7,18	Olsen PO	6,77
Barrett U2	7,19	Smart Calc	7,04	Smart Calc	7,19	Holladay-2	6,77
Smart Calc	7,20	PEARL-DGS	7,23	Barrett U2	7,40	Olsen LS	6,84
Olsen LS	7,26	Olsen PO	7,31	Kane	7,52	PEARL-DGS	7,13
Kane	7,31	Haigis	7,46	Olsen LS	7,65	Kane	7,14
Holladay-2	7,49	Barrett U2	7,60	Castrop V1	7,66	Smart Calc	7,28
Castrop V1	7,56	Castrop V1	7,87	Holladay-2	7,79	Castrop V1	7,31
Holladay	8,24	Holladay-2	8,27	Holladay	7,88	Holladay	8,79
Haigis	8,25	Holladay	8,54	Haigis	8,00	Haigis	8,89
Hoffer Q	8,53	SRK/T	8,62	Hoffer Q	8,11	SRK/T	9,06
SRK/T	8,69	Hoffer Q	9,17	SRK/T	8,49	Hoffer Q	9,10

**Tabelle 17:** Auflistung der Formeln nach Rangsumme (Datensatz 1)

953

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
meanAE		meanAE		meanAE		meanAE	
K6	0,26	K6	0,33	K6	0,27	K6	0,24
EVO2	0,27	EVO2	0,33	PEARL-DGS	0,27	Olsen PO	0,24
Olsen PO	0,27	Olsen PO	0,33	EVO2	0,27	EVO2	0,25
PEARL-DGS	0,27	PEARL-DGS	0,33	Olsen PO	0,28	Holladay-2	0,25
Olsen LS	0,28	Olsen LS	0,34	Smart Calc	0,28	Olsen LS	0,25
Smart Calc	0,28	Smart Calc	0,35	Olsen LS	0,29	Barrett U2	0,25
Castrop V1	0,29	Castrop V1	0,35	Castrop V1	0,29	Castrop V1	0,26
Barrett U2	0,29	Barrett U2	0,36	Barrett U2	0,29	Smart Calc	0,26
Kane	0,29	Kane	0,37	Kane	0,29	Kane	0,26
Holladay-2	0,29	Holladay-2	0,38	Holladay-2	0,30	PEARL-DGS	0,27
Haigis	0,32	Haigis	0,39	Holladay	0,31	Haigis	0,34
Holladay	0,33	Holladay	0,40	Haigis	0,31	SRK/T	0,34
SRK/T	0,34	SRK/T	0,43	Hoffer Q	0,32	Holladay	0,35
Hoffer Q	0,35	Hoffer Q	0,44	SRK/T	0,33	Hoffer Q	0,38

**Tabelle 18:** Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Datensatz 1)

954

955

956

957

958

959

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rmsPE		rmsPE		rmsPE		rmsPE	
K6	0,34	K6	0,41	PEARL-DGS	0,35	K6	0,30
EVO2	0,35	PEARL-DGS	0,42	K6	0,35	Olsen PO	0,30
Olsen PO	0,35	Olsen PO	0,43	Olsen PO	0,36	EVO2	0,31
PEARL-DGS	0,36	Olsen LS	0,43	EVO2	0,36	Olsen LS	0,32
Olsen LS	0,36	EVO2	0,43	Smart Calc	0,37	Barrett U2	0,32
Smart Calc	0,36	Kane	0,43	Olsen LS	0,37	Castrop V1	0,32
Castrop V1	0,36	Castrop V1	0,45	Castrop V1	0,37	Holladay-2	0,32
Barrett U2	0,37	Smart Calc	0,45	Barrett U2	0,38	Smart Calc	0,32
Kane	0,37	Haigis	0,46	Kane	0,39	Kane	0,33
Holladay-2	0,38	Holladay-2	0,48	Holladay-2	0,40	PEARL-DGS	0,34
Haigis	0,41	Barrett U2	0,48	Haigis	0,40	SRK/T	0,42
Holladay	0,43	Holladay	0,50	Holladay	0,41	Haigis	0,42
SRK/T	0,44	Hoffer Q	0,53	Hoffer Q	0,42	Holladay	0,45
Hoffer Q	0,51	SRK/T	0,55	SRK/T	0,44	Hoffer Q	0,62

**Tabelle 19:** Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Datensatz 1)

960

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	<,001	,002	<,001	,002
Haigis	<,001	,001	<,001	,004	,169	<,011	<,001	<,001	,423	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	>,99	>,99		
Holladay	<,001	,002	<,001	,005	,186	,012	<,001	<,001	,462	>,99			
Hoffer Q	<,001	<,001	<,001	<,001	,002	<,001	<,001	<,001	,006				
Castrop V1	,008	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,052	,649					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,141	>,99							
Kane	,344	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	,025	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	,663	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 20:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für alle Augen aus Datensatz 1. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

961

962

963

964

965

966

967

968

969

970

971

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,844	>,99	>,99	>,99
Haigis	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,481	>,99	>,99	,358	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99		
Holladay	,639	>,99	>,99	,481	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	,048	>,99	>,99	,033	>,99	,12	,332	>,99	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 21:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für kurze Augen aus Datensatz 1. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

972

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,353	>,99	,004	>,99
Haigis	,004	>,99	,998	>,99	>,99	>,99	,006	,006	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	,061	,004	,818	>,99	,23	<,001	<,001	,84	>,99	>,99		
Holladay	,019	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,026	,026	>,99	>,99			
Hoffer Q	,001	>,99	,348	>,99	>,99	>,99	,001	,001	>,99				
Castrop V1	,248	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,314	,314					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	,324	,080	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	,324	,080	>,99							
Kane	,898	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	,061	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	,255	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 22:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für normallange Augen aus Datensatz 1. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

973

974

975

976

977



	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,002	,034	,002	,013
Haigis	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	,003	<,001	,003	,017	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	,001	<,001	<,001	,003	>,99	>,99		
Holladay	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	,009	<,001	,008	,042	>,99			
Hoffer Q	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	,002				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 23:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für lange Augen aus Datensatz 1. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

978

979 Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für Datensatz 2 ( $p < ,001$  für alle Augen,  
980 normale Augen und kurze Augen,  $p = ,006$  für lange Augen). Eine Auflistung der Formeln  
981 nach Rangsumme, meanAE und rmsPE findet sich in **Tabelle 24**, **Tabelle 25** und **Tabelle**  
982 **26**. Ein Vergleich der Formeln mittels Friedman ANOVA und posthoc Dunn Test findet sich in  
983 **Tabelle 27** (alle Augen), **Tabelle 28** (kurze Augen), **Tabelle 29** (normale Augen) und **Tabelle**  
984 **30** (lange Augen).

985

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rank sum		rank sum		rank sum		rank sum	
K6	6,59	K6	6,04	K6	6,66	Castrop V1	6,760
Olsen Phako Optics	6,72	Castrop V1	6,11	Olsen Phako Optics	6,73	K6	6,860
Castrop V1	6,84	EVO 2.0 "standard"	6,23	EVO 2.0 "standard"	6,83	Olsen Phako Optics	6,860
EVO 2.0 "standard"	6,84	Olsen Phako Optics	6,3	Castrop V1	6,92	Barrett U2	6,980
Smart Calculate	7,2	PEARL-DGS	6,76	Smart Calculate	7,01	Olsen Lenstar	7,130
Barrett U2	7,22	Olsen Lenstar	6,93	Barrett U2	7,27	Kane	7,300
Olsen Lenstar	7,27	Barrett U2	7,39	Olsen Lenstar	7,32	PEARL-DGS	7,390
PEARL-DGS	7,44	Kane	7,65	PEARL-DGS	7,52	Holladay-2	7,540
Kane	7,49	Smart Calculate	8,08	Kane	7,56	EVO 2.0 "standard"	7,640
Holladay-2	7,7	Holladay-2	8,26	Holladay-2	7,62	Smart Calculate	7,770
SRK/T	8,24	SRK/T	8,45	SRK/T	8,18	Haigis	7,850
Holladay	8,28	Holladay	8,59	Haigis	8,18	Holladay	8,170
Haigis	8,29	Hoffer Q	9,04	Holladay	8,25	Hoffer Q	8,310
Hoffer Q	8,89	Haigis	9,16	Hoffer Q	8,96	SRK/T	8,450

**Tabelle 24:** Auflistung der Formeln nach Rangsumme (Datensatz 2)

986

987

988

989

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
meanAE		meanAE		meanAE		meanAE	
K6	0,319	K6	0,347	Olsen Phako Optics	0,31	K6	0,332
Olsen Phako Optics	0,320	Castrop V1	0,348	K6	0,31	Olsen Phako Optics	0,333
Castrop V1	0,320	Olsen Phako Optics	0,353	Castrop V1	0,311	Castrop V1	0,335
EVO 2.0	0,324	EVO 2.0	0,353	EVO 2.0	0,313	Barrett U2	0,337
Olsen Lenstar	0,333	PEARL-DGS	0,377	Smart Calculate	0,313	Olsen Lenstar	0,338
Barrett U2	0,334	Olsen Lenstar	0,384	Barrett U2	0,321	Kane	0,341
Smart Calculate	0,336	Barrett U2	0,386	Olsen Lenstar	0,321	Holladay-2	0,344
PEARL-DGS	0,337	Kane	0,391	PEARL-DGS	0,327	PEARL-DGS	0,345
Kane	0,343	Holladay-2	0,401	Kane	0,333	EVO 2.0	0,346
Holladay-2	0,346	Smart Calculate	0,413	Holladay-2	0,334	Smart Calculate	0,366
Haigis	0,373	Holladay	0,423	Holladay	0,354	Haigis	0,381
Holladay	0,374	SRK/T	0,428	Haigis	0,355	Hoffer Q	0,402
SRK/T	0,376	Haigis	0,448	SRK/T	0,357	SRK/T	0,415
Hoffer Q	0,399	Hoffer Q	0,461	Hoffer Q	0,384	Holladay	0,418

**Tabelle 25:** Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Datensatz 2)

990

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rmsPE		rmsPE		rmsPE		rmsPE	
K6	0,413	K6	0,451	K6	0,405	K6	0,408
Olsen Phako Optics	0,415	Castrop v 1	0,452	EVO 2.0	0,406	Olsen Phako Optics	0,413
EVO 2.0	0,416	EVO 2.0	0,452	Olsen Phako Optics	0,406	Barrett U2	0,420
Castrop v 1	0,418	Olsen Phako Optics	0,457	Smart Calculate	0,407	Olsen Lenstar	0,421
Barrett U2	0,427	PEARL-DGS	0,478	Castrop v 1	0,409	PEARL-DGS	0,422
PEARL-DGS	0,433	Barrett U2	0,496	Barrett U2	0,411	Castrop v 1	0,423
Olsen Lenstar	0,434	Kane	0,496	Olsen Lenstar	0,421	Kane	0,426
Smart Calculate	0,435	Olsen Lenstar	0,500	PEARL-DGS	0,425	Holladay-2	0,428
Kane	0,440	Holladay-2	0,502	Kane	0,428	EVO 2.0	0,428
Holladay-2	0,442	SRK/T	0,520	Holladay-2	0,430	Smart Calculate	0,451
SRK/T	0,476	Holladay	0,523	Holladay	0,453	Haigis	0,474
Holladay	0,477	Smart Calculate	0,530	Haigis	0,457	Hoffer Q	0,493
Haigis	0,477	Haigis	0,562	SRK/T	0,457	SRK/T	0,516
Hoffer Q	0,503	Hoffer Q	0,572	Hoffer Q	0,488	Holladay	0,536

**Tabelle 26:** Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Datensatz 2)

991

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	X	X	>,99	>,99	>,99	<,001	<,001	<,001	<,001
Haigis	<,001	,006	<,001	,015	>,99	,571	<,001	,340	<,001	,057	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	,006	<,001	,015	>,99	,559	<,001	,333	<,001	,058	>,99		
Holladay	<,001	,002	<,001	,004	,477	>,99	<,001	,115	<,001	,179			
Hoffer Q	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	,193	,458	>,99	,757					
PEARL-DGS	,015	>,99	,046	>,99	>,99	>,99	,238						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,052	,136							
Kane	,008	>,99	,025	>,99	,202								
Holladay-2	,002	>,99	,008	>,99									
Olsen Lenstar	,344	>,99	,833										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	,661												

**Tabelle 27:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für alle Augen aus Datensatz 2. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

992

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,089	>,99	,36	>,99	>,99	>,99	,256	>,99	,13	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	<,001	,371	<,001	,028	>,99	>,99	<,001	,009	<,001	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,009	>,99	,046	>,99	>,99	>,99	,031	,574	,014	>,99	>,99		
Holladay	,003	>,99	,019	,673	>,99	>,99	,012	,279	,005	>,99			
Hoffer Q	<,001	,673	,001	,057	>,99	>,99	<,001	,020	<,001				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	,044	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,092	>,99							
Kane	,828	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	,030	>,99	,134	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 28:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für kurze Augen aus Datensatz 2. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

993

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,126	>,99	>,99	>,99	,86	>,99	>,99	>,99	>,99	<,001	<,001	<,001	<,001
Haigis	<,001	<,001	<,001	<,001	,167	,003	<,001	,001	<,001	,181	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	<,001	<,001	<,001	,422	,009	<,001	,003	<,001	,067	>,99		
Holladay	<,001	<,001	<,001	<,001	,22	,004	<,001	,001	<,001	,137			
Hoffer Q	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001	<,001				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	,001	,055	>,99	,137					
PEARL-DGS	,001	>,99	,014	>,99	>,99	>,99	,161						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,001	,065							
Kane	<,001	>,99	,005	>,99	>,99								
Holladay-2	<,001	>,99	<,001	>,99									
Olsen Lenstar	,36	>,99	,398										
Olsen Phako Optics	>,99	,826											
Barrett U2	,086												

**Tabelle 29:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für normallange Augen aus Datensatz 2. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

994

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,223	,48	,228	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,115	>,99	>,99		
Holladay	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,66	>,99			
Hoffer Q	,503	>,99	,514	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,271				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 30:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für lange Augen aus Datensatz 2. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

995

996 Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für Datensatz 3 ( $p < ,001$  für alle Augen,  
997 normale Augen und kurze Augen und für lange Augen). Eine Auflistung der Formeln nach  
998 Rangsumme, meanAE und rmsPE findet sich in **Tabelle 31**, **Tabelle 32** und **Tabelle 33**. Ein  
999 Vergleich der Formeln mittels Friedman ANOVA und posthoc Dunn Test findet sich in  
1000 **Tabelle 34** (alle Augen), **Tabelle 35** (kurze Augen), **Tabelle 36** (normale Augen) und **Tabelle**  
1001 **37** (lange Augen).

Alle Augen	<22,50	22,50-24,50	>24,50
rank sum	rank sum	rank sum	rank sum
PEARL-DGS	6,60	PEARL-DGS	6,08
K6	6,61	Olsen Phako Optics	6,38
EVO 2.0 "standard"	6,84	K6	6,42
Olsen Phako Optics	7,17	EVO 2.0 "standard"	6,81
Kane	7,29	Holladay-2	7,12
EVO 2.0 "tecnis"	7,42	Kane	7,33
Holladay-2	7,76	Olsen Lenstar	7,39
Barrett U2	7,92	Castrop V1	7,68
Castrop V1	7,99	Smart Calculate	7,85
Olsen Lenstar	8,27	Holladay	7,91
Holladay	8,51	EVO 2.0 "tecnis"	8,7
Smart Calculate	8,98	Barrett U2	8,72
SRK/T	9,44	SRK/T	9,38
Hoffer Q	9,45	Hoffer Q	10,52
Haigis	9,75	Haigis	11,19
		PEARL-DGS	6,59
		K6	6,73
		EVO 2.0 "tecnis"	6,96
		EVO 2.0 "standard"	6,98
		Kane	7,28
		Olsen Phako Optics	7,62
		Castrop V1	7,82
		Barrett U2	7,82
		Olsen Lenstar	8,62
		Holladay	8,62
		Holladay-2	8,65
		Hoffer Q	8,76
		Haigis	8,81
		SRK/T	9,06
		Smart Calculate	9,68
		EVO 2.0 "tecnis"	6,33
		Holladay-2	6,34
		EVO 2.0 "standard"	6,42
		K6	6,61
		Barrett U2	6,61
		Kane	7,28
		Olsen Phako Optics	7,52
		PEARL-DGS	7,63
		Olsen Lenstar	8,17
		Holladay	9,19
		Castrop V1	9,22
		Smart Calculate	9,28
		Hoffer Q	9,38
		Haigis	9,58
		SRK/T	10,45

Tabelle 31: Auflistung der Formeln nach Rangsumme (Datensatz 3)

1002

Alle Augen	<22,50	22,50-24,50	>24,50
meanAE	meanAE	meanAE	meanAE
EVO 2.0 "standard"	0,286	PEARL-DGS	0,310
K6	0,289	EVO 2.0 "standard"	0,314
PEARL-DGS	0,289	Olsen Phako Optics	0,320
Olsen Phako Optics	0,297	K6	0,321
Kane	0,297	Holladay-2	0,337
Holladay-2	0,308	Castrop V1	0,341
Castrop V1	0,313	Kane	0,345
EVO 2.0 "tecnis"	0,315	Olsen Lenstar	0,359
Olsen Lenstar	0,319	Smart Calculate	0,383
Smart Calculate	0,343	EVO 2.0 "tecnis"	0,397
Holladay	0,357	Holladay	0,401
Barrett U2	0,357	SRK/T	0,441
SRK/T	0,378	Barrett U2	0,498
Haigis	0,435	Haigis	0,619
Hoffer Q	0,437	Hoffer Q	0,624
		PEARL-DGS	0,275
		K6	0,277
		Kane	0,279
		EVO 2.0 "standard"	0,282
		EVO 2.0 "tecnis"	0,284
		K6	0,263
		Olsen Phako Optics	0,270
		Barrett U2	0,271
		Castrop V1	0,297
		Olsen Lenstar	0,305
		Holladay-2	0,310
		Holladay	0,321
		Smart Calculate	0,329
		Haigis	0,332
		SRK/T	0,341
		Hoffer Q	0,353
		SRK/T	0,365
		Holladay	0,375
		Haigis	0,380

Tabelle 32: Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Datensatz 3)

1003

Alle Augen	<22,50	22,50-24,50	>24,50
rmsPE	rmsPE	rmsPE	rmsPE
EVO 2.0 "standard"	0,371	EVO 2.0 "standard"	0,381
K6	0,376	PEARL-DGS	0,398
Kane	0,380	K6	0,400
PEARL-DGS	0,381	Olsen Phako Optics	0,400
Olsen Phako Optics	0,384	Kane	0,424
Olsen Lenstar	0,399	Castrop V1	0,427
Castrop V1	0,400	Olsen Lenstar	0,432
EVO 2.0 "tecnis"	0,404	Holladay-2	0,436
Holladay-2	0,405	Smart Calculate	0,461
Smart Calculate	0,423	EVO 2.0 "tecnis"	0,469
Holladay	0,471	Holladay	0,518
SRK/T	0,480	SRK/T	0,527
Barrett U2	0,503	Barrett U2	0,675
Haigis	0,570	Haigis	0,752
Hoffer Q	0,617	Hoffer Q	0,860
		Kane	0,369
		PEARL-DGS	0,372
		K6	0,374
		EVO 2.0 "standard"	0,381
		EVO 2.0 "tecnis"	0,384
		Olsen Phako Optics	0,386
		Castrop V1	0,389
		Olsen Lenstar	0,392
		Smart Calculate	0,410
		Barrett U2	0,410
		Holladay-2	0,414
		Holladay	0,437
		Haigis	0,451
		Hoffer Q	0,456
		SRK/T	0,466
		Holladay-2	0,307
		EVO 2.0 "tecnis"	0,321
		Kane	0,321
		EVO 2.0 "standard"	0,322
		K6	0,332
		Barrett U2	0,339
		Olsen Phako Optics	0,343
		Olsen Lenstar	0,355
		PEARL-DGS	0,378
		Castrop V1	0,379
		Smart Calculate	0,381
		SRK/T	0,427
		Hoffer Q	0,446
		Haigis	0,463
		Holladay	0,469

Tabelle 33: Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Datensatz 3)

1004

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,089	<,001	>,99	,011	>,99	,961	,032	<,001	<,001	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	<,001	<,001	,009	<,001	,161	,002	<,001	<,001	<,001	,017	>,99	,837	>,99	
SRK/T	,002	<,001	,119	<,001	>,99	,035	<,001	<,001	<,001	,201	>,99	>,99		
Holladay	>,99	,005	>,99	,424	>,99	>,99	,961	,036	,005	>,99	>,99			
Hoffer Q	,001	<,001	,11	<,001	>,99	,032	<,001	<,001	<,001	,186				
Castrop V1	>,99	,339	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,308					
PEARL-DGS	>,99	>,99	,5	>,99	,037	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,226	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	,041	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	,548												
K6	>,99													

**Tabelle 34:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für alle Augen aus Datensatz 3. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1005

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,115	>,99	>,99	,004
Haigis	,239	<,001	,132	<,001	,007	<,001	<,001	<,001	<,001	,002	>,99	,006	>,99	
SRK/T	>,99	,031	>,99	,025	>,99	,596	>,99	,175	,006	>,99	>,99	>,99		
Holladay	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,147			
Hoffer Q	>,99	<,001	>,99	<,001	,158	,003	,010	,001	<,001	,055				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	,142	>,99	,132	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	,463	>,99	,434											
Barrett U2	>,99	,509												
K6	,542													

**Tabelle 35:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für kurze Augen aus Datensatz 3. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1006

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,005	,001	,537	,203	>,99	>,99	,033	,005	<,001	,551	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	,595	,192	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,642	,096	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,171	,049	>,99	>,99	>,99	>,99	,804	,187	,023	>,99	>,99	>,99		
Holladay	>,99	,471	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,247	>,99	>,99			
Hoffer Q	,728	,24	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,785	,121	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	,254	,215	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	,413	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	,484	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	>,99												
K6	>,99													

**Tabelle 36:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für normallange Augen aus Datensatz 3. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1007

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,867	>,99	>,99	>,99	>,99	,903	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	,383	,832	,832	>,99	>,99	,401	>,99	,499	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,024	,062	,062	,903	>,99	,025	,478	,033	>,99	>,99	>,99	>,99		
Holladay	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	,675	>,99	>,99	>,99	>,99	,704	>,99	,867	>,99	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	>,99												
K6	>,99													

**Tabelle 37:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für lange Augen aus Datensatz 3. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1008

1009 Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für Datensatz 4 ( $p < ,001$  für alle Augen,  
1010 normale Augen und kurze Augen,  $p = ,006$  für lange Augen). Eine Auflistung der Formeln  
1011 nach Rangsumme, meanAE und rmsPE findet sich in **Tabelle 38**, **Tabelle 39** und **Tabelle**  
1012 **40**. Ein Vergleich der Formeln mittels Friedman ANOVA und posthoc Dunn Test findet sich in

1013 **Tabelle 41** (alle Augen), **Tabelle 42** (kurze Augen), **Tabelle 43** (normale Augen) und **Tabelle**  
 1014 **44** (lange Augen).

1015

Alle Augen	<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rank sum	rank sum		rank sum		rank sum	
EVO 2.0 "tecnis" 7,2	EVO 2.0 "tecnis" 5,95	PEARL-DGS 7,13	Kane 6,72			
K6 7,22	EVO 2.0 "standard" 5,95	Castrop V1 7,29	EVO 2.0 "tecnis" 7,16			
EVO 2.0 "standard" 7,24	Olsen Lenstar 6,34	Olsen Lenstar 7,3	K6 7,2			
Olsen Lenstar 7,33	Smart Calculate 6,59	Olsen Phako Optics 7,57	EVO 2.0 "standard" 7,24			
Olsen Phako Optics 7,4	K6 6,95	Kane 7,61	Olsen Lenstar 7,27			
Kane 7,44	Olsen Phako Optics 7,14	EVO 2.0 "tecnis" 7,65	Olsen Phako Optics 7,3			
PEARL-DGS 7,5	SRK/T 7,73	K6 7,66	Holladay-2 7,39			
Castrop V1 7,67	PEARL-DGS 8,05	Haigis 7,69	PEARL-DGS 7,75			
Smart Calculate 8,02	Castrop V1 8,05	Holladay 7,93	Castrop V1 7,97			
Holladay-2 8,19	Barrett U2 8,36	SRK/T 8,07	Smart Calculate 8			
Barrett U2 8,48	Holladay 8,64	EVO 2.0 "standard" 8,41	Barrett U2 8,36			
Haigis 8,62	Kane 9	Smart Calculate 8,63	Haigis 8,55			
Hoffer Q 8,81	Holladay-2 9,16	Hoffer Q 8,66	Hoffer Q 8,97			
Holladay 9,41	Hoffer Q 11	Barrett U2 8,81	SRK/T 9,83			
SRK/T 9,47	Haigis 11,5	Holladay-2 9,6	Holladay 10,29			

**Tabelle 38:** Auflistung der Formeln nach Rangsumme (Datensatz 4)

1016

Alle Augen	<22,50		22,50-24,50		>24,50	
meanAE	meanAE		meanAE		meanAE	
EVO 2.0 "tecnis" 0,369	EVO 2.0 "tecnis" 0,407	Kane 0,344	Holladay-2 0,360			
EVO 2.0 "standard" 0,373	EVO 2.0 "standard" 0,433	PEARL-DGS 0,345	Kane 0,372			
K6 0,379	Olsen Lenstar 0,453	K6 0,348	K6 0,374			
Olsen Phako Optics 0,380	SRK/T 0,471	Castrop V1 0,349	EVO 2.0 "tecnis" 0,376			
Olsen Lenstar 0,380	Olsen Phako Optics 0,480	EVO 2.0 "tecnis" 0,352	EVO 2.0 "standard" 0,376			
Castrop V1 0,386	Smart Calculate 0,497	EVO 2.0 "standard" 0,352	Olsen Phako Optics 0,377			
Kane 0,387	Castrop V1 0,502	Olsen Phako Optics 0,355	Olsen Lenstar 0,378			
Holladay-2 0,389	PEARL-DGS 0,506	Olsen Lenstar 0,362	Castrop V1 0,391			
PEARL-DGS 0,399	K6 0,509	Haigis 0,363	Smart Calculate 0,399			
Smart Calculate 0,401	Holladay-2 0,553	Hoffer Q 0,367	Barrett U2 0,411			
Barrett U2 0,429	Holladay 1 0,575	Holladay-2 0,371	PEARL-DGS 0,425			
Haigis 0,454	Kane 0,595	Barrett U2 0,372	Haigis 0,453			
SRK/T 0,462	Barrett U2 0,689	Holladay 1 0,374	Hoffer Q 0,487			
Hoffer Q 0,474	Haigis 0,784	Smart Calculate 0,375	SRK/T 0,517			
Holladay 1 0,475	Hoffer Q 0,813	SRK/T 0,409	Holladay 1 0,553			

**Tabelle 39:** Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Datensatz 4)

1017

Alle Augen	<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rmsPE	rmsPE		rmsPE		rmsPE	
EVO 2.0 "tecnis" 0,465	EVO 2.0 "tecnis" 0,477	PEARL-DGS 0,428	Holladay-2 0,451			
EVO 2.0 "standard" 0,470	EVO 2.0 "standard" 0,514	Kane 0,444	K6 0,470			
K6 0,480	SRK/T 0,556	EVO 2.0 "tecnis" 0,446	Olsen Phako Optics 0,480			
Olsen Phako Optics 0,482	Olsen Lenstar 0,562	EVO 2.0 "standard" 0,447	Kane 0,480			
Olsen Lenstar 0,486	Olsen Phako Optics 0,576	K6 0,449	EVO 2.0 "tecnis" 0,481			
Castrop V1 0,493	Castrop V1 0,585	Olsen Phako Optics 0,453	EVO 2.0 "standard" 0,481			
Holladay-2 0,496	PEARL-DGS 0,594	Castrop V1 0,457	Olsen Lenstar 0,485			
Kane 0,498	K6 0,603	Olsen Lenstar 0,463	Castrop V1 0,499			
PEARL-DGS 0,508	Smart Calculate 0,641	Barrett U2 0,471	Smart Calculate 0,511			
Smart Calculate 0,514	Holladay-2 0,660	Smart Calculate 0,475	Barrett U2 0,516			
Barrett U2 0,556	Kane 0,699	Haigis 0,476	PEARL-DGS 0,556			
SRK/T 0,578	Holladay 0,708	Holladay-2 0,482	Haigis 0,558			
Haigis 0,588	Barrett U2 0,872	Hoffer Q 0,484	Hoffer Q 0,614			
Holladay 0,605	Haigis 0,940	Holladay 1 0,486	SRK/T 0,639			
Hoffer Q 0,625	Hoffer Q 0,997	SRK/T 0,522	Holladay 1 0,682			

**Tabelle 40:** Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Datensatz 4)

1018



	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,321	,21	>,99
Haigis	,334	,286	>,99	,987	,637	>,99	>,99	,26	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	<,001	>,99	,001	,001	,672	,002	<,001	,003	,013	>,99	>,99		
Holladay	<,001	<,001	>,99	,002	,001	,987	,003	<,001	,005	,022	>,99			
Hoffer Q	,089	,075	>,99	,298	,182	>,99	,388	,067	,582	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	,684	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	,859	,747												
K6	>,99													

**Tabelle 41:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für alle Augen aus Datensatz 4. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1019

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,113	>,99	>,99	,029
Haigis	,004	,079	>,99	,127	,014	,003	,002	,001	>,99	>,99	>,99	>,99	,54	
SRK/T	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99		
Holladay	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	,019	,283	>,99	,437	,058	,032	,048	,005	>,99	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,773	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	>,99												
K6	>,99													

**Tabelle 42:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für kurze Augen aus Datensatz 4. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1020

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,518	,096	,096	,362	,532	>,99	,608	,428	,039	,09	>,99	>,99		
Holladay	>,99	>,99	,773	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	>,99												
K6	>,99													

**Tabelle 43:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für normallange Augen aus Datensatz 4. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1021

	EVO 2.0 "tecnis"	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,024	,03	>,99	,05	,044	,083	,002	,037	,437	>,99	>,99	>,99		
Holladay	,002	,002	,806	,004	,003	,007	<,001	,003	,049	,148	>,99			
Hoffer Q	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,202	>,99	>,99	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99	>,99												
K6	>,99													

**Tabelle 44:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für lange Augen aus Datensatz 4. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1022

1023 Es zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede für Datensatz 5 ( $p < ,001$  für alle Augen,  
1024 normale Augen und kurze Augen,  $p = ,006$  für lange Augen). Eine Auflistung der Formeln  
1025 nach Rangsumme, meanAE und rmsPE findet sich in **Tabelle 45**, **Tabelle 46** und **Tabelle**  
1026 **47**. Ein Vergleich der Formeln mittels Friedman ANOVA und posthoc Dunn Test findet sich in

1027 **Tabelle 48** (alle Augen), **Tabelle 49** (kurze Augen), **Tabelle 50** (normale Augen) und **Tabelle**  
 1028 **51** (lange Augen).

1029

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rank sum		rank sum		rank sum		rank sum	
K6	6,72	PEARL-DGS	6,45	EVO 2.0	6,71	Kane	6,71
EVO 2.0	6,81	K6	6,59	K6	6,74	K6	6,77
PEARL-DGS	7,01	EVO 2.0	6,78	Barrett U2	6,8	Holladay-2	6,95
Kane	7,04	Castrop V1	6,98	Kane	7,06	EVO 2.0	7
Barrett U2	7,06	Olsen Phako Optics	7,03	PEARL-DGS	7,16	PEARL-DGS	7,12
Olsen Phako Optics	7,3	Smart Calculate	7,46	Smart Calculate	7,3	Barrett U2	7,21
Smart Calculate	7,36	Kane	7,49	Olsen Phako Optics	7,39	Olsen Phako Optics	7,31
Castrop V1	7,49	Barrett U2	7,5	Castrop V1	7,49	Smart Calculate	7,39
Holladay-2	7,56	Olsen Lenstar	7,66	Holladay-2	7,66	Haigis	7,66
Olsen Lenstar	7,85	Holladay	7,95	Holladay	7,67	SRK/T	7,74
SRK/T	8,06	SRK/T	8,01	Olsen Lenstar	7,99	Olsen Lenstar	7,75
Holladay	8,12	Holladay-2	8,26	SRK/T	8,27	Castrop V1	7,81
Haigis	8,14	Haigis	8,26	Hoffer Q	8,37	Hoffer Q	8,57
Hoffer Q	8,47	Hoffer Q	8,59	Haigis	8,38	Holladay	9,02

**Tabelle 45:** Auflistung der Formeln nach Rangsumme (Datensatz 5)

1030

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
meanAE		meanAE		meanAE		meanAE	
K6	0,362	PEARL-DGS	0,362	PEARL-DGS	0,368	K6	0,354
EVO 2.0	0,363	K6	0,363	EVO 2.0	0,369	EVO 2.0	0,355
PEARL-DGS	0,367	EVO 2.0	0,368	K6	0,369	Barrett U2	0,361
Kane	0,373	Smart Calculate	0,373	Kane	0,372	Kane	0,361
Olsen Phako Optics	0,375	Olsen Phako Optics	0,376	Barrett U2	0,374	Holladay-2	0,363
Barrett U2	0,377	Castrop V1	0,385	Olsen Phako Optics	0,383	Olsen Phako Optics	0,365
Castrop V1	0,383	Kane	0,435	Holladay	0,383	PEARL-DGS	0,367
Smart Calculate	0,386	Holladay-2	0,449	Castrop V1	0,385	Castrop V1	0,378
Holladay-2	0,389	Olsen Lenstar	0,449	Smart Calculate	0,389	Smart Calculate	0,384
Olsen Lenstar	0,401	Barrett U2	0,477	Holladay-2	0,400	Olsen Lenstar	0,385
Haigis	0,419	Holladay	0,488	SRK/T	0,406	Haigis	0,409
SRK/T	0,423	Haigis	0,506	Olsen Lenstar	0,407	SRK/T	0,427
Holladay	0,425	SRK/T	0,511	Hoffer Q	0,414	Hoffer Q	0,487
Hoffer Q	0,462	Hoffer Q	0,568	Haigis	0,414	SRK/T	0,517

**Tabelle 46:** Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Datensatz 5)

1031

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rmsPE		rmsPE		rmsPE		rmsPE	
EVO 2.0	0,478	PEARL-DGS	0,478	PEARL-DGS	0,465	EVO 2.0	0,481
K6	0,481	Olsen Phako Optics	0,483	Kane	0,467	Kane	0,486
PEARL-DGS	0,482	Smart Calculate 2	0,485	EVO 2.0	0,468	Barrett U2	0,488
Kane	0,483	Castrop V1	0,504	K6	0,470	K6	0,489
Olsen Phako Optics	0,488	K6	0,509	Barrett U2	0,476	Holladay-2	0,492
Barrett U2	0,496	EVO 2.0	0,517	Holladay	0,479	Olsen Phako Optics	0,494
Castrop V1	0,499	Olsen Lenstar	0,550	Olsen Phako Optics	0,484	PEARL-DGS	0,503
Holladay-2	0,501	Kane	0,555	Castrop V1	0,490	Smart Calculate 2	0,508
Smart Calculate 2	0,503	Holladay-2	0,565	Holladay-2	0,497	Castrop V1	0,509
Olsen Lenstar	0,521	Holladay	0,622	Smart Calculate 2	0,502	Olsen Lenstar	0,518
Haigis	0,535	Haigis	0,631	Hoffer Q	0,509	Haigis	0,546
Holladay	0,546	Barrett U2	0,642	Haigis	0,510	SRK/T	0,563
SRK/T	0,566	Hoffer Q	0,680	Olsen Lenstar	0,519	Holladay	0,605
Hoffer Q	0,748	SRK/T	0,722	SRK/T	0,540	Hoffer Q	0,973

**Tabelle 47:** Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Datensatz 5)

1032

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	,502	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	<,001	,072	,187	,054
Haigis	<,001	<,001	,021	>,99	>,99	<,001	<,001	<,001	,377	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	,001	,078	>,99	>,99	,001	<,001	<,001	>,99	>,99	>,99		
Holladay	<,001	<,001	,028	>,99	>,99	<,001	<,001	<,001	,482	>,99			
Hoffer Q	<,001	<,001	<,001	,637	,007	<,001	<,001	<,001	,002				
Castrop V1	,075	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,282	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	,022	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	<,001	,088	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	,034	>,99								
Holladay-2	,021	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	<,001	,043	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 48:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für alle Augen aus Datensatz 5. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1033

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99
Haigis	,133	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,422	,051	>,99	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	,623	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,268	>,99	>,99	>,99		
Holladay	,887	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	,013	>,99	,268	>,99	>,99	>,99	,049	,004	,19				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	,049	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	,412	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	,13	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 49:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für kurze Augen aus Datensatz 5. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1034

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,076	>,99	,222	,069
Haigis	<,001	<,001	,185	>,99	>,99	,004	<,001	,013	,503	>,99	>,99	>,99	
SRK/T	<,001	,001	,547	>,99	>,99	,015	<,001	,049	>,99	>,99	>,99		
Holladay	,327	,578	>,99	>,99	>,99	>,99	,243	>,99	>,99	>,99			
Hoffer Q	<,001	<,001	,203	>,99	>,99	,004	<,001	,015	,547				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	,903	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	,006	,278	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	,352	>,99								
Holladay-2	,373	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	,009	,019	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 50:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für normallange Augen aus Datensatz 5. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1035

	K6	Barrett U2	Olsen Phako Optics	Olsen Lenstar	Holladay-2	Kane	EVO 2.0 "standard"	PEARL-DGS	Castrop V1	Hoffer Q	Holladay	SRK/T	Haigis
Smart Calculate	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,426	,009	>,99	>,99
Haigis	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,115	>,99	
SRK/T	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,213		
Holladay	<,001	,001	,244	,235	<,001	<,001	<,001	,001	,367	>,99			
Hoffer Q	,002	,102	,005	>,99	,01	,001	,016	,047	>,99				
Castrop V1	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	,791	>,99	>,99					
PEARL-DGS	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99						
EVO 2.0 "standard"	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99							
Kane	>,99	>,99	>,99	>,99	>,99								
Holladay-2	>,99	>,99	>,99	>,99									
Olsen Lenstar	>,99	>,99	>,99										
Olsen Phako Optics	>,99	>,99											
Barrett U2	>,99												

**Tabelle 51:** Auflisten der Friedman ANOVA und posthoc Dunn-Test für lange Augen aus Datensatz 5. Rote Felder zeigen keine statistisch signifikanten Unterschiede auf.

1036

1037

3.6.1 Vergleich aller Formeln in der Gesamtkohorte

1038

In **Tabelle 52 und 53** zeigen das Abschneiden der Formeln nach vereinen aller Datensätze

1039

zu einer Gesamtkohorte. Betrachtet man die Formeln danach, wie viel die mittlere absolute

1040

Differenz des AE der jeweiligen Formel zur besten Formel eines jeden Auges beträgt, so

1041

zeigt sich eine Reihung wie in **Tabelle 55. Tabelle 56 und 57** zeigen wiederum eine

1042

Auflistung nach meanAE, bzw rmsPE der Formeln für jeweils alle Augen, kurze Augen,

1043

normallange Augen und lange Augen der Gesamtkohorte.

		K6	EVO2	Olsen Phako Optics	PEARL-DGS	Smart Calculate	Castrop V1	Barrett U2
Alle Augen	meanPE	-0,006	-0,007	-0,007	-0,017	0,015	-0,005	0,001
	SDPE	0,420	0,421	0,425	0,433	0,444	0,434	0,450
	medPE	-0,009	-0,006	0,000	-0,015	0,010	0,001	0,001
	meanAE	<b>0,320</b>	<b>0,322</b>	<b>0,326</b>	<b>0,332</b>	<b>0,342</b>	<b>0,333</b>	<b>0,342</b>
	medAE	0,256	0,262	0,260	0,264	0,281	0,267	0,273
	rmsPE	<b>0,420</b>	<b>0,421</b>	<b>0,425</b>	<b>0,433</b>	<b>0,444</b>	<b>0,434</b>	<b>0,450</b>
	n=	2573	2573	2573	2573	2573	2573	2573
	%≤0,25	50,52	49,55	49,44	49,32	47,34	48,43	48,04
	%≤0,50	<b>79,71</b>	<b>79,63</b>	<b>79,13</b>	<b>78,35</b>	<b>77,73</b>	<b>78,20</b>	<b>78,02</b>
	%≤0,75	92,85	92,81	92,34	92,15	92,15	91,84	91,22
	%≤1,00	97,94	97,78	97,63	97,75	97,12	97,43	96,97
%>1,0	2,14	2,29	2,37	2,29	2,99	2,80	3,11	
<22,50	meanPE	-0,008	0,006	-0,038	-0,104	0,038	-0,012	-0,051
	SDPE	0,472	0,469	0,470	0,459	0,529	0,480	0,578
	medPE	-0,036	-0,017	-0,070	-0,120	0,023	-0,028	-0,046
	meanAE	<b>0,363</b>	<b>0,365</b>	<b>0,371</b>	<b>0,369</b>	<b>0,415</b>	<b>0,377</b>	<b>0,439</b>
	medAE	0,298	0,290	0,315	0,304	0,353	0,308	0,337
	rmsPE	<b>0,472</b>	<b>0,468</b>	<b>0,471</b>	<b>0,470</b>	<b>0,530</b>	<b>0,479</b>	<b>0,580</b>
	n=	415	415	415	415	415	415	415
	%≤0,25	46,27	44,58	40,96	42,65	37,83	40,96	40,96
	%≤0,50	<b>73,01</b>	<b>74,46</b>	<b>73,73</b>	<b>74,46</b>	<b>71,08</b>	<b>71,81</b>	<b>67,71</b>
	%≤0,75	89,16	89,40	89,16	89,64	86,99	88,19	84,10
	%≤1,00	97,11	97,35	96,87	96,87	93,73	96,39	92,29
%>1,0	3,13	2,65	3,13	3,13	6,51	4,10	7,71	
22,50-24,50	meanPE	0,002	0,000	0,002	-0,037	0,001	0,002	-0,002
	SDPE	0,404	0,405	0,410	0,411	0,413	0,415	0,416
	medPE	0,002	0,002	0,015	-0,030	0,001	0,009	-0,002
	meanAE	<b>0,309</b>	<b>0,311</b>	<b>0,315</b>	<b>0,317</b>	<b>0,320</b>	<b>0,319</b>	<b>0,321</b>
	medAE	0,247	0,253	0,250	0,256	0,260	0,250	0,261
	rmsPE	<b>0,404</b>	<b>0,405</b>	<b>0,410</b>	<b>0,413</b>	<b>0,413</b>	<b>0,415</b>	<b>0,416</b>
	n=	1449	1449	1449	1449	1449	1449	1449
	%≤0,25	51,69	50,66	51,55	50,86	50,17	51,35	49,90
	%≤0,50	<b>80,26</b>	<b>79,85</b>	<b>79,57</b>	<b>79,85</b>	<b>79,57</b>	<b>78,67</b>	<b>79,85</b>
	%≤0,75	93,86	93,79	92,96	92,55	93,44	92,82	92,62
	%≤1,00	98,07	97,86	97,79	98,14	97,86	97,72	97,93
%>1,0	2,00	2,28	2,21	1,86	2,21	2,35	2,21	
>24,50	meanPE	-0,024	-0,027	-0,007	0,074	0,030	-0,017	0,036
	SDPE	0,421	0,423	0,426	0,444	0,447	0,442	0,430
	medPE	-0,026	-0,024	-0,010	0,072	0,033	-0,006	0,032
	meanAE	<b>0,316</b>	<b>0,320</b>	<b>0,322</b>	<b>0,339</b>	<b>0,343</b>	<b>0,335</b>	<b>0,328</b>
	medAE	0,252	0,255	0,260	0,260	0,283	0,272	0,270
	rmsPE	<b>0,421</b>	<b>0,423</b>	<b>0,426</b>	<b>0,450</b>	<b>0,448</b>	<b>0,442</b>	<b>0,431</b>
	n=	709	709	709	709	709	709	709
	%≤0,25	50,63	50,21	50,07	50,07	47,11	46,83	48,38
	%≤0,50	<b>82,51</b>	<b>82,23</b>	<b>81,38</b>	<b>77,57</b>	<b>77,86</b>	<b>80,96</b>	<b>80,96</b>
	%≤0,75	92,95	92,81	92,95	92,81	92,52	91,96	92,52
	%≤1,00	98,17	97,88	97,74	97,46	97,60	97,46	97,74
%>1,0	1,83	2,12	2,26	2,68	2,54	2,96	2,26	

**Tabelle 53:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren der Gesamtkohorte geordnet nach rmsPE der normallangen Augen. MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

		Kane	Olsen Lenstar	Holladay 2	Holladay	Haigis	SRK/T	Hoffer Q
Alle Augen	meanPE	0,000	0,011	-0,029	0,036	0,017	0,032	0,018
	SDPE	0,438	0,444	0,447	0,494	0,495	0,498	0,593
	medPE	0,000	0,015	-0,030	0,025	0,026	0,036	0,022
	meanAE	<b>0,338</b>	<b>0,340</b>	<b>0,345</b>	<b>0,383</b>	<b>0,384</b>	<b>0,387</b>	<b>0,412</b>
	medAE	0,270	0,275	0,280	0,310	0,314	0,315	0,327
	rmsPE	<b>0,438</b>	<b>0,444</b>	<b>0,447</b>	<b>0,496</b>	<b>0,496</b>	<b>0,499</b>	<b>0,593</b>
	n=	2573	2573	2573	2573	2573	2573	2573
	%≤0,25	48,04	48,12	46,56	43,14	42,79	41,94	41,31
	%≤0,50	77,54	77,15	76,33	72,68	71,78	71,82	69,26
	%≤0,75	91,76	91,57	91,57	87,72	88,42	88,07	86,47
	%≤1,00	96,97	97,09	97,05	95,14	95,61	96,07	94,52
%>1,0	3,15	3,03	3,11	5,13	4,51	4,16	5,64	
<22,50	meanPE	-0,075	0,086	-0,125	-0,075	-0,240	0,021	-0,271
	SDPE	0,498	0,503	0,506	0,537	0,570	0,563	0,601
	medPE	-0,100	0,050	-0,160	-0,114	-0,228	0,005	-0,294
	meanAE	<b>0,399</b>	<b>0,397</b>	<b>0,418</b>	<b>0,433</b>	<b>0,491</b>	<b>0,446</b>	<b>0,516</b>
	medAE	0,345	0,320	0,375	0,365	0,387	0,367	0,420
	rmsPE	<b>0,503</b>	<b>0,509</b>	<b>0,520</b>	<b>0,542</b>	<b>0,618</b>	<b>0,562</b>	<b>0,659</b>
	n=	415	415	415	415	415	415	415
	%≤0,25	39,76	40,00	37,11	35,66	34,94	33,73	30,12
	%≤0,50	<b>68,92</b>	<b>68,92</b>	<b>65,30</b>	<b>66,99</b>	<b>60,24</b>	<b>65,30</b>	<b>57,59</b>
	%≤0,75	86,51	88,67	86,75	84,82	78,07	83,37	78,80
	%≤1,00	94,70	95,42	96,14	93,25	91,33	93,01	89,16
%>1,0	5,30	4,58	3,86	7,23	9,16	7,23	11,08	
22,50-24,50	meanPE	0,012	0,009	-0,001	0,002	0,002	-0,007	0,002
	SDPE	0,422	0,426	0,435	0,448	0,453	0,469	0,472
	medPE	0,005	0,015	0,005	0,002	-0,001	-0,003	0,002
	meanAE	<b>0,325</b>	<b>0,328</b>	<b>0,335</b>	<b>0,346</b>	<b>0,351</b>	<b>0,360</b>	<b>0,368</b>
	medAE	0,260	0,260	0,270	0,276	0,292	0,285	0,303
	rmsPE	<b>0,422</b>	<b>0,425</b>	<b>0,435</b>	<b>0,447</b>	<b>0,453</b>	<b>0,469</b>	<b>0,472</b>
	n=	1449	1449	1449	1449	1449	1449	1449
	%≤0,25	49,34	49,97	47,96	47,48	45,41	45,96	44,38
	%≤0,50	<b>78,88</b>	<b>78,47</b>	<b>77,23</b>	<b>76,88</b>	<b>75,02</b>	<b>75,02</b>	<b>73,22</b>
	%≤0,75	92,55	92,20	92,06	90,89	91,10	89,72	89,30
	%≤1,00	97,31	97,31	97,10	96,76	96,76	97,17	96,27
%>1,0	2,83	2,76	3,17	3,31	3,31	3,11	3,93	
>24,50	meanPE	0,018	-0,030	-0,031	0,171	0,198	0,116	0,219
	SDPE	0,428	0,441	0,426	0,531	0,458	0,506	0,722
	medPE	0,035	-0,020	-0,020	0,133	0,197	0,161	0,188
	meanAE	<b>0,326</b>	<b>0,333</b>	<b>0,322</b>	<b>0,431</b>	<b>0,387</b>	<b>0,407</b>	<b>0,440</b>
	medAE	0,255	0,265	0,265	0,355	0,334	0,335	0,338
	rmsPE	<b>0,429</b>	<b>0,442</b>	<b>0,427</b>	<b>0,557</b>	<b>0,499</b>	<b>0,519</b>	<b>0,754</b>
	n=	709	709	709	709	709	709	709
	%≤0,25	50,21	49,08	49,22	38,65	42,03	38,50	41,61
	%≤0,50	<b>79,83</b>	<b>79,27</b>	<b>80,96</b>	<b>67,42</b>	<b>71,93</b>	<b>69,11</b>	<b>67,98</b>
	%≤0,75	93,23	91,96	93,37	82,93	89,00	87,45	85,19
	%≤1,00	97,60	97,60	97,46	92,95	95,77	95,63	94,08
%>1,0	2,54	2,68	2,54	7,62	4,23	4,51	5,92	

**Tabelle 54:** Ergebnisse der Berechnungsverfahren der Gesamtkohorte geordnet nach rmsPE der normallangen Augen. MeanPE = mittlerer Vorhersagefehler, SDPE = Standardabweichung des Vorhersagefehlers, medPE = Median des Vorhersagefehlers, meanAE = mittlerer absoluter Vorhersagefehler, medAE = median des absoluten Vorhersagefehlers, rmsPE = Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung, %≤X = Prozentsatz der Augen innerhalb eines absoluten Vorhersagefehlers von X Dioptrien

Formel	Differenz des absoluten Vorhersagefehlers zur besten Formel (dpt)
EVO 2.0	0,003
K6	0,006
Castrop V1	0,013
PEARL-DGS	0,013
Olsen Lenstar	0,015
Olsen Phako Optics	0,021
Smart Calculate	0,023
Kane	0,023
Barrett U2	0,025
Holladay-2	0,029
Holladay	0,064
Haigis	0,065
SRK/T	0,068
Hoffer Q	0,093

**Tabelle 55:** Reihung der Formeln nach absolutem Vorhersagefehler. Für jeden Datensatz wird pro Auge die Differenz des absoluten Vorhersagefehlers der jeweiligen Formel zur jeweils besten Formel ermittelt. Die absolute Differenz zur besten Formel wird dann über den gesamten Datensatz gemittelt.

1046

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
meanAE		meanAE		meanAE		meanAE	
K6	0,320	K6	0,363	K6	0,309	K6	0,316
EVO 2.0	0,322	EVO 2.0	0,365	EVO 2.0	0,311	EVO 2.0	0,320
Olsen Phako Optics	0,326	PEARL-DGS	0,369	Olsen Phako Optics	0,315	Holladay-2	0,322
PEARL-DGS	0,332	Olsen Phako Optics	0,371	PEARL-DGS	0,317	Olsen Phako Optics	0,322
Castrop V1	0,333	Castrop V1	0,377	Castrop V1	0,319	Kane	0,326
Kane	0,338	Olsen Lenstar	0,397	Smart Calculate	0,320	Barrett U2	0,328
Olsen Lenstar	0,340	Kane	0,399	Barrett U2	0,321	Olsen Lenstar	0,333
Smart Calculate	0,342	Smart Calculate	0,415	Kane	0,325	Castrop V1	0,335
Barrett U2	0,342	Holladay-2	0,418	Olsen Lenstar	0,328	PEARL-DGS	0,339
Holladay-2	0,345	Holladay	0,433	Holladay-2	0,335	Smart Calculate	0,343
Holladay	0,383	Barrett U2	0,439	Holladay	0,346	Haigis	0,387
Haigis	0,384	SRK/T	0,446	Haigis	0,351	SRK/T	0,407
SRK/T	0,387	Haigis	0,491	SRK/T	0,360	Holladay	0,431
Hoffer Q	0,412	Hoffer Q	0,516	Hoffer Q	0,368	Hoffer Q	0,440

**Tabelle 56:** Auflistung der Formeln nach mittlerem absolutem Vorhersagefehler (Gesamtkohorte)

1047

Alle Augen		<22,50		22,50-24,50		>24,50	
rmsPE		rmsPE		rmsPE		rmsPE	
K6	0,420	EVO 2.0	0,468	K6	0,404	K6	0,421
EVO 2.0	0,421	PEARL-DGS	0,470	EVO 2.0	0,405	EVO 2.0	0,423
Olsen Phako Optics	0,425	Olsen Phako Optics	0,471	Olsen Phako Optics	0,410	Olsen Phako Optics	0,426
PEARL-DGS	0,433	K6	0,472	PEARL-DGS	0,413	Holladay-2	0,427
Castrop V1	0,434	Castrop V1	0,479	Smart Calculate	0,413	Kane	0,429
Kane	0,438	Kane	0,503	Castrop V1	0,415	Barrett U2	0,431
Smart Calculate	0,444	Olsen Lenstar	0,509	Barrett U2	0,416	Olsen Lenstar	0,442
Olsen Lenstar	0,444	Holladay-2	0,520	Kane	0,422	Castrop V1	0,442
Holladay-2	0,447	Smart Calculate	0,530	Olsen Lenstar	0,425	Smart Calculate	0,448
Barrett U2	0,450	Holladay	0,542	Holladay-2	0,435	PEARL-DGS	0,450
Haigis	0,496	SRK/T	0,562	Holladay	0,447	Haigis	0,499
Holladay	0,496	Barrett U2	0,580	Haigis	0,453	SRK/T	0,519
SRK/T	0,499	Haigis	0,618	SRK/T	0,469	Holladay	0,557
Hoffer Q	0,593	Hoffer Q	0,659	Hoffer Q	0,472	Hoffer Q	0,754

**Tabelle 57:** Auflistung der Formeln nach Wurzel des quadrierten Vorhersagefehlers (Gesamtkohorte)

1048



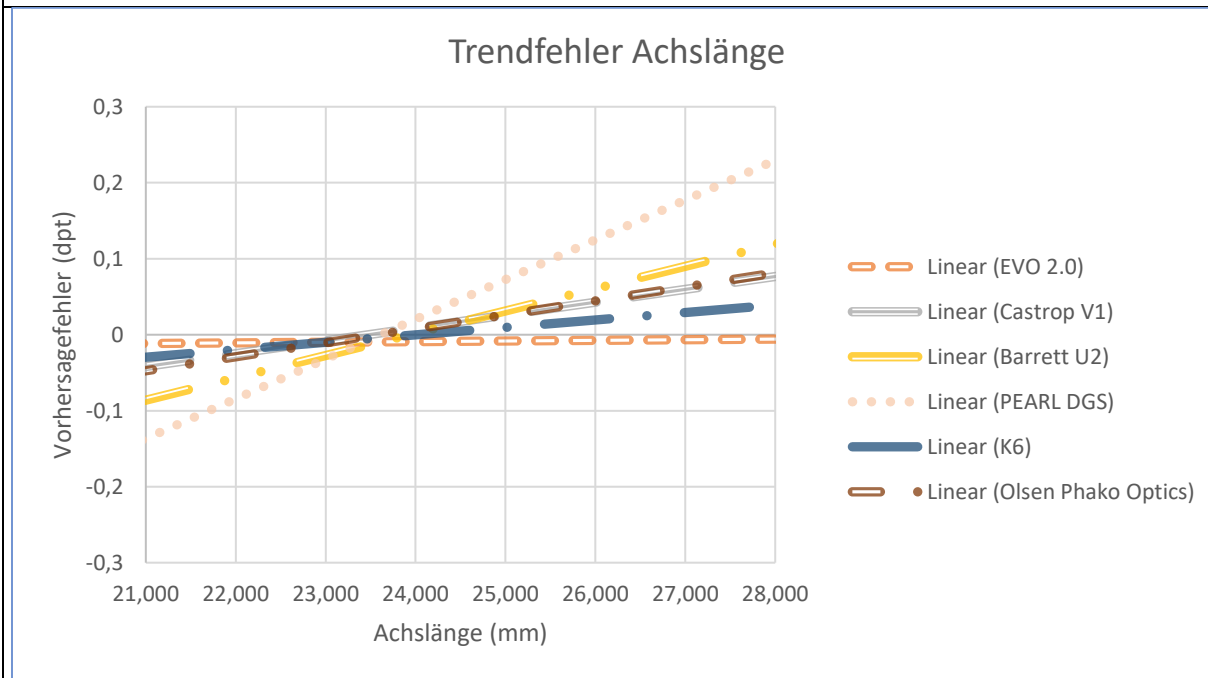
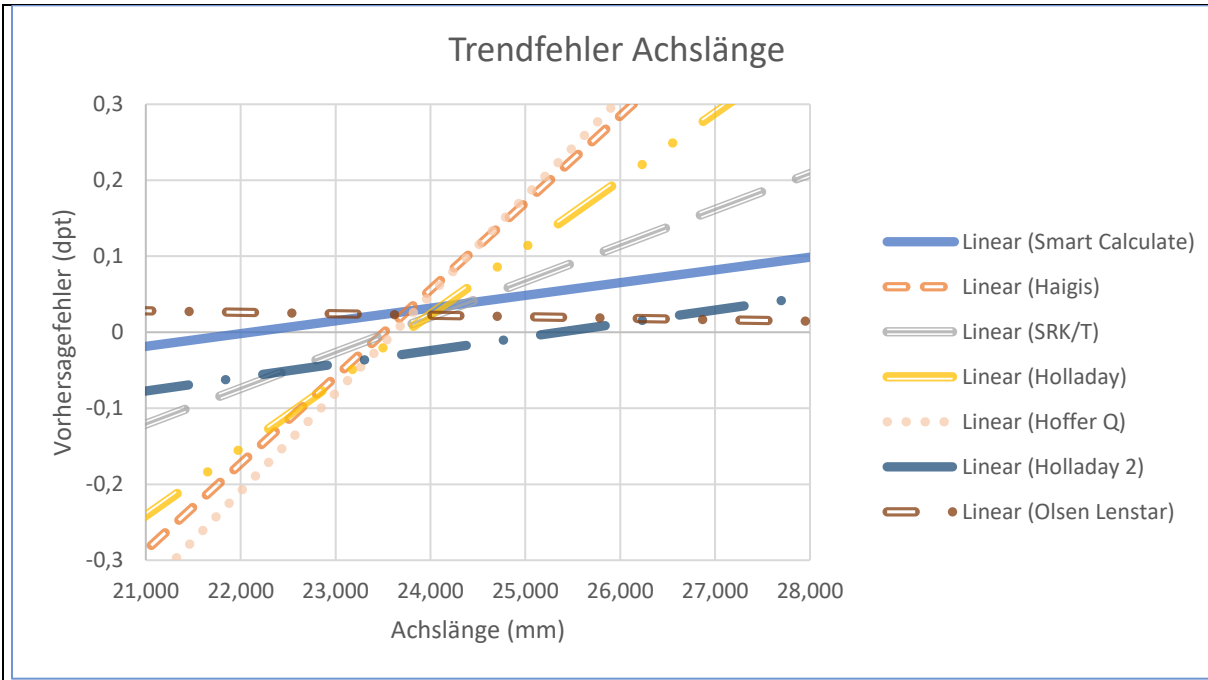
### 1049 **3.7 Trendfehler**

1050

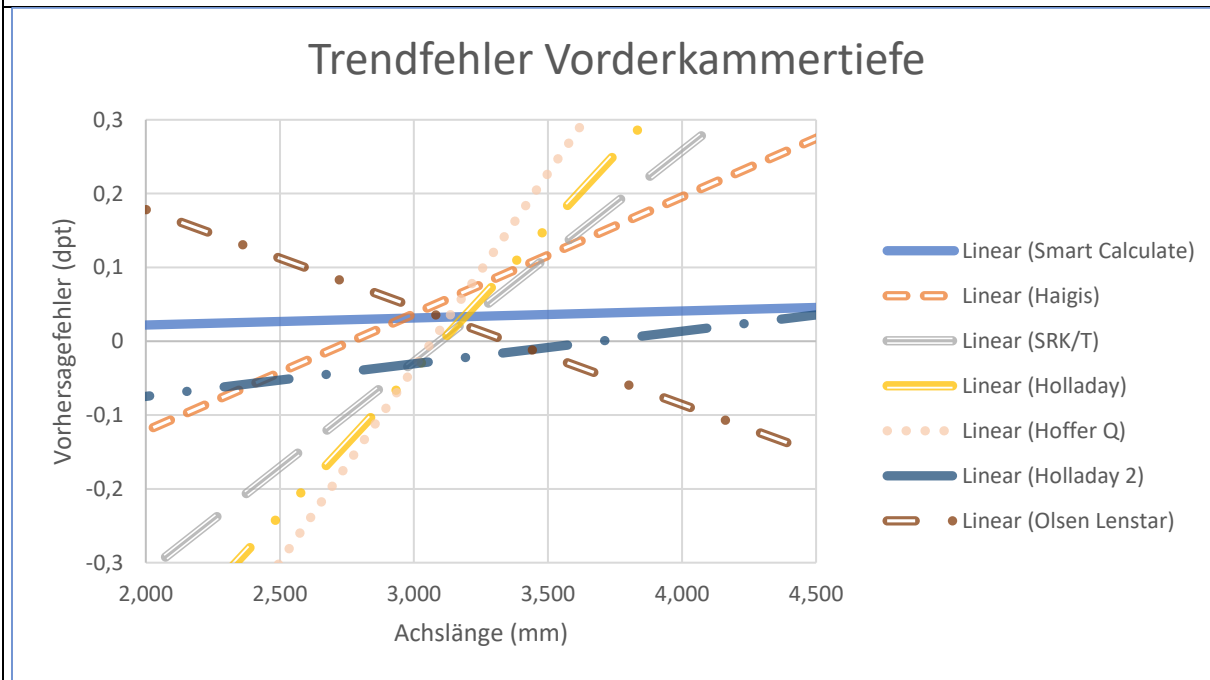
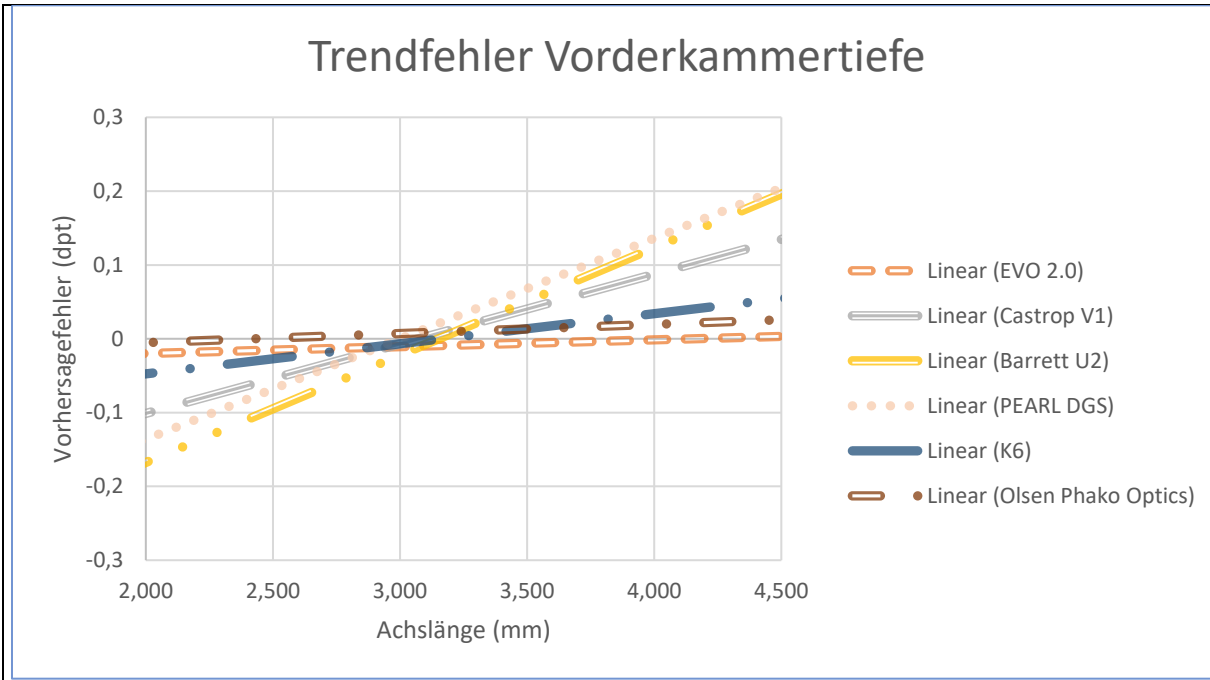
1051 Im Folgenden werden exemplarisch die Trendfehler anhand von Datensatz 1 mittels least  
1052 squares Regression dargestellt. Es bleibt zu beachten, dass die Optimierung des  
1053 Datensatzes Anhand der Augen mit AL 22,50 mm bis 24,50 mm angestellt wurde, bei den  
1054 Trendfehlern aber alle Augen des Datensatzes gezeigt werden.

1055 **Abbildung 7** zeigt die Abhängigkeit des PE von der AL in Form einer linearen Trendlinie für  
1056 Datensatz 1. **Abbildung 8** zeigt die Abhängigkeit des PE von der VKT in Form einer linearen  
1057 Trendlinie für Datensatz 1. **Abbildung 9** veranschaulicht den Trend des PE hinsichtlich der  
1058 HHP für Datensatz 1. Des Weiteren wird die Abhängigkeit des PE von der  $P_{IO_L}$  für Datensatz  
1059 1 in **Abbildung 10** dargestellt.

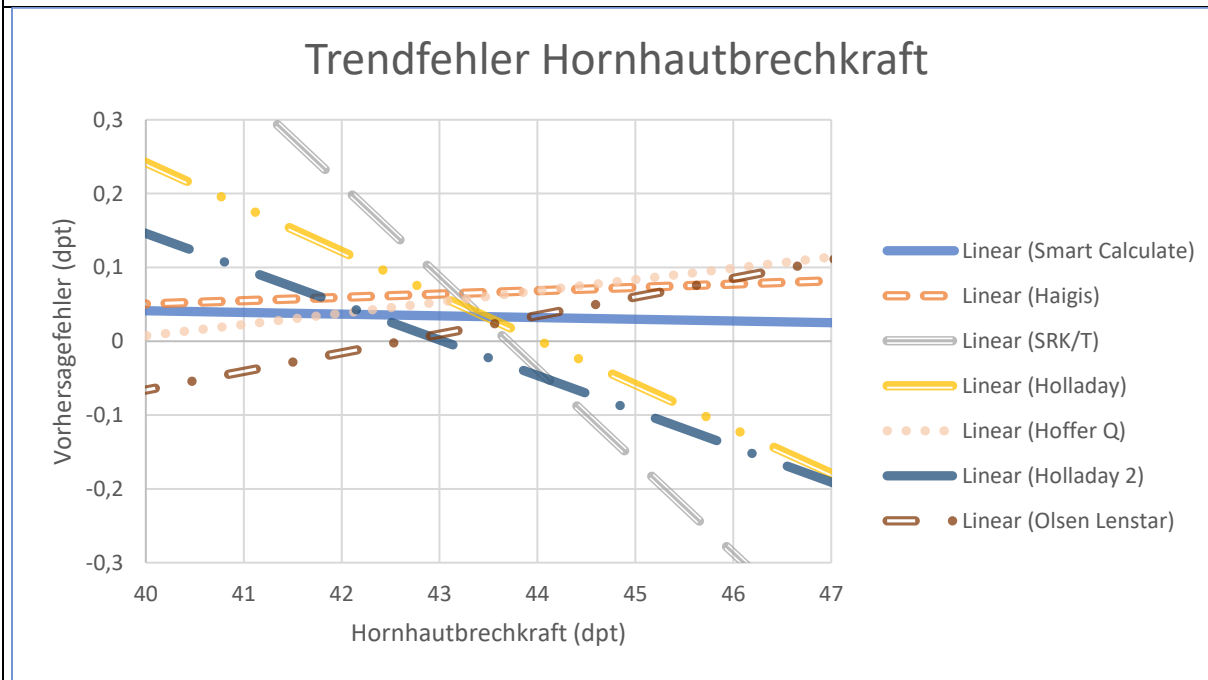
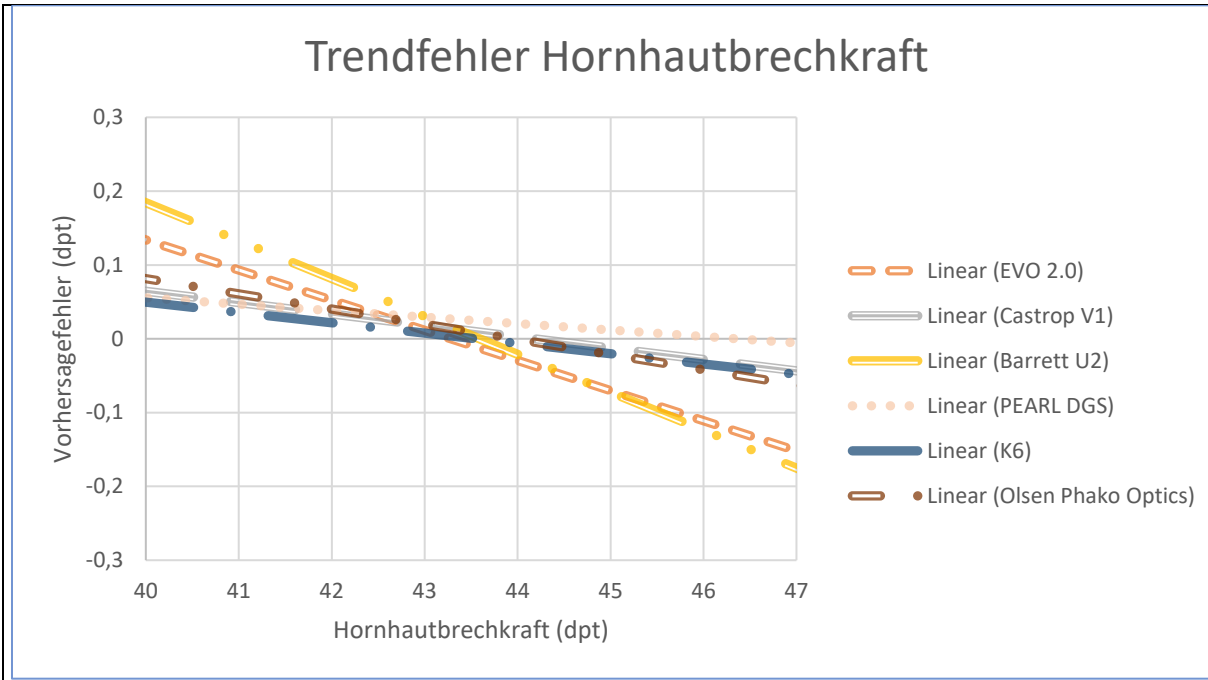
1060



**Abbildung 7:** Abbildung der Trendfehler als Abhängigkeit des Vorhersagefehlers von der Achslänge für die verschiedenen Berechnungsformeln in Datensatz 1. Die Formelkonstanten sind anhand der Augen im Bereich von 22,50 mm bis 24,50 mm Achslänge optimiert und dann auf den gesamten Achslängenbereich angewendet.



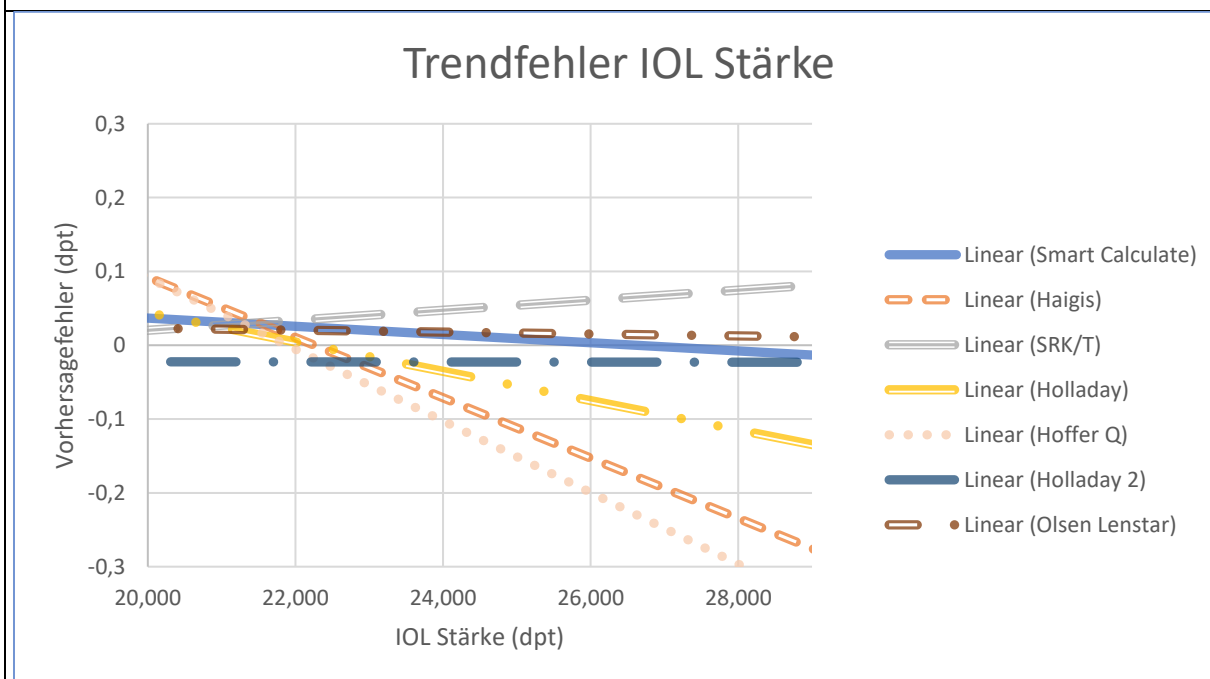
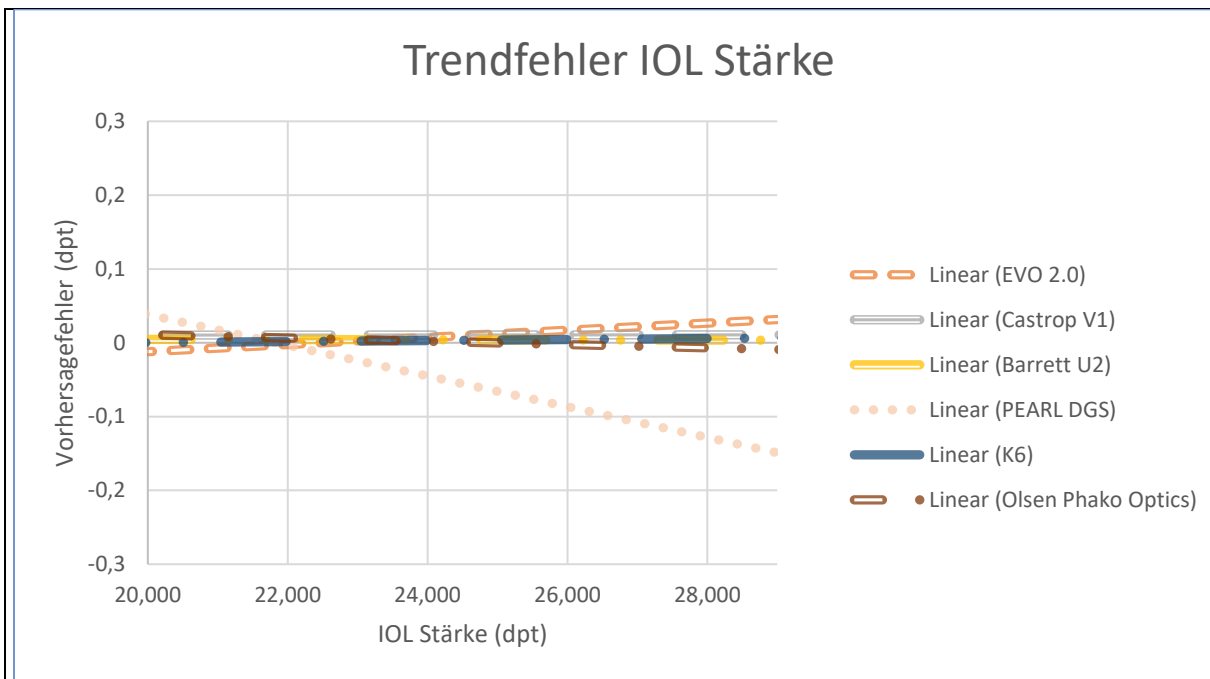
**Abbildung 8:** Abbildung der Trendfehler als Abhängigkeit des Vorhersagefehlers von der Vorderkammertiefe für die verschiedenen Berechnungsformeln in Datensatz 1. Die Formelkonstanten sind anhand der Augen im Bereich von 22,50 mm bis 24,50 mm Achslänge optimiert und dann auf den gesamten Achslängenbereich angewendet.



**Abbildung 9:** Abbildung der Trendfehler als Abhängigkeit des Vorhersagefehlers von der Hornhautbrechkraft für die verschiedenen Berechnungsformeln in Datensatz 1. Die Formelkonstanten sind anhand der Augen im Bereich von 22,50 mm bis 24,50 mm Achslänge optimiert und dann auf den gesamten Achslängenbereich angewendet.

1063

1064



**Abbildung 10:** Abbildung der Trendfehler als Abhängigkeit des Vorhersagefehlers von der Intraokularlinsebrechkraft für die verschiedenen Berechnungsformeln in Datensatz 1. Die Formelkonstanten sind anhand der Augen im Bereich von 22,50 mm bis 24,50 mm Achslänge optimiert und dann auf den gesamten Achslängenbereich angewendet.

1065

### 1066 3.8 Darstellung der Vorhersagefehler

1067 Um das Abschneiden der Formeln zu vergleichen werden diese in Boxplots dargestellt.

1068 Diese zeigen den Median in Form einer Linie, den Mittelwert in Form eines Kreuzes, den

1069 Interquartilsabstand als Box, Ausreißer (definiert als Werte mit einem mehr als

1070 anderthalbfachen Interquartilsabstand) als Punkte und Minimum und Maximum innerhalb der

1071 Ausreißergrenze als Whisker. Diese sind dargestellt in Form von **Abbildung 11** (Datensatz

1072 1), **Abbildung 12** (Datensatz 2), **Abbildung 13** (Datensatz 3), **Abbildung 14** (Datensatz 4)  
1073 und **Abbildung 15** (Datensatz 5).

1074

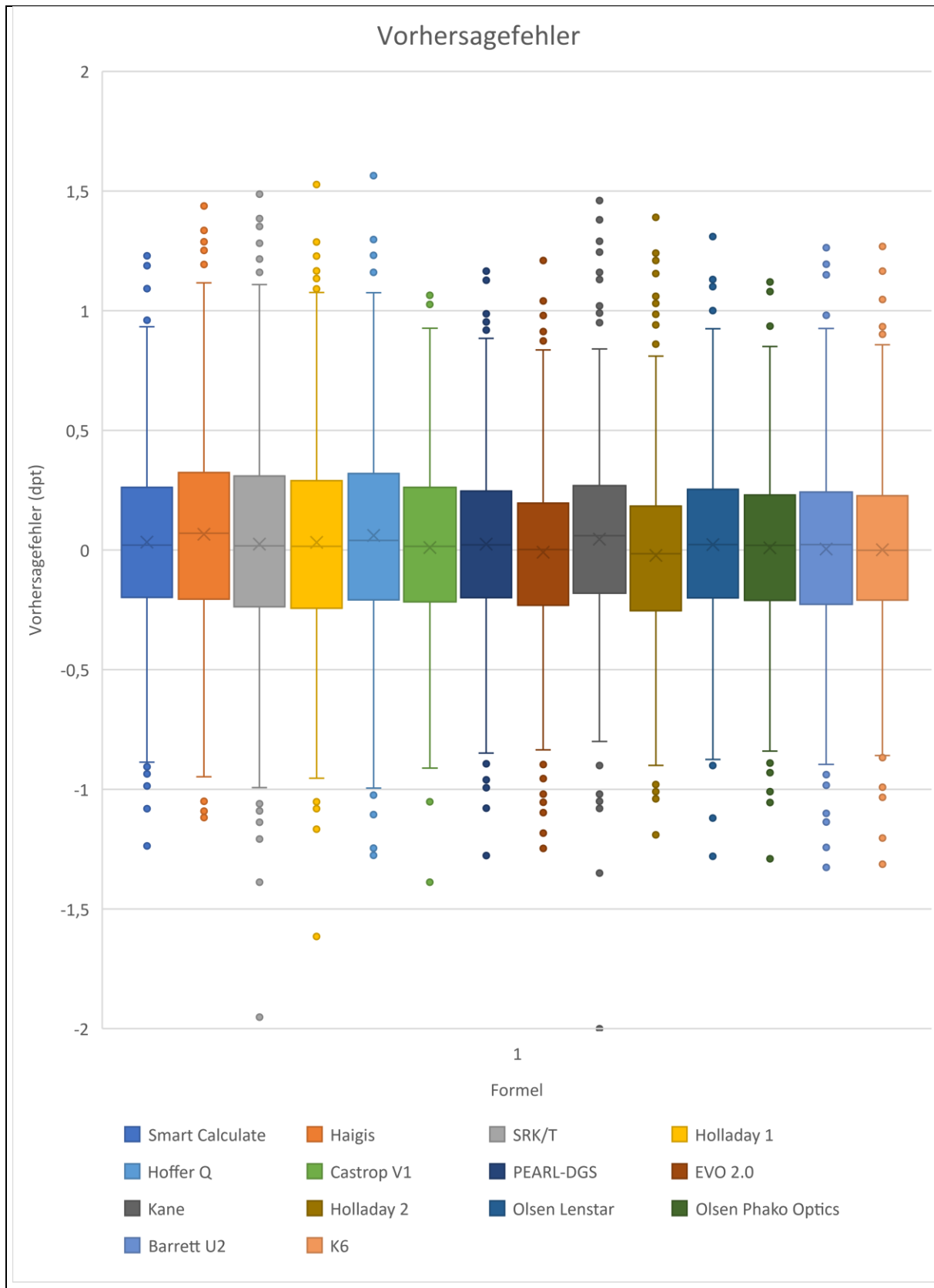


Abbildung 11: Boxplots des Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 1.

1075

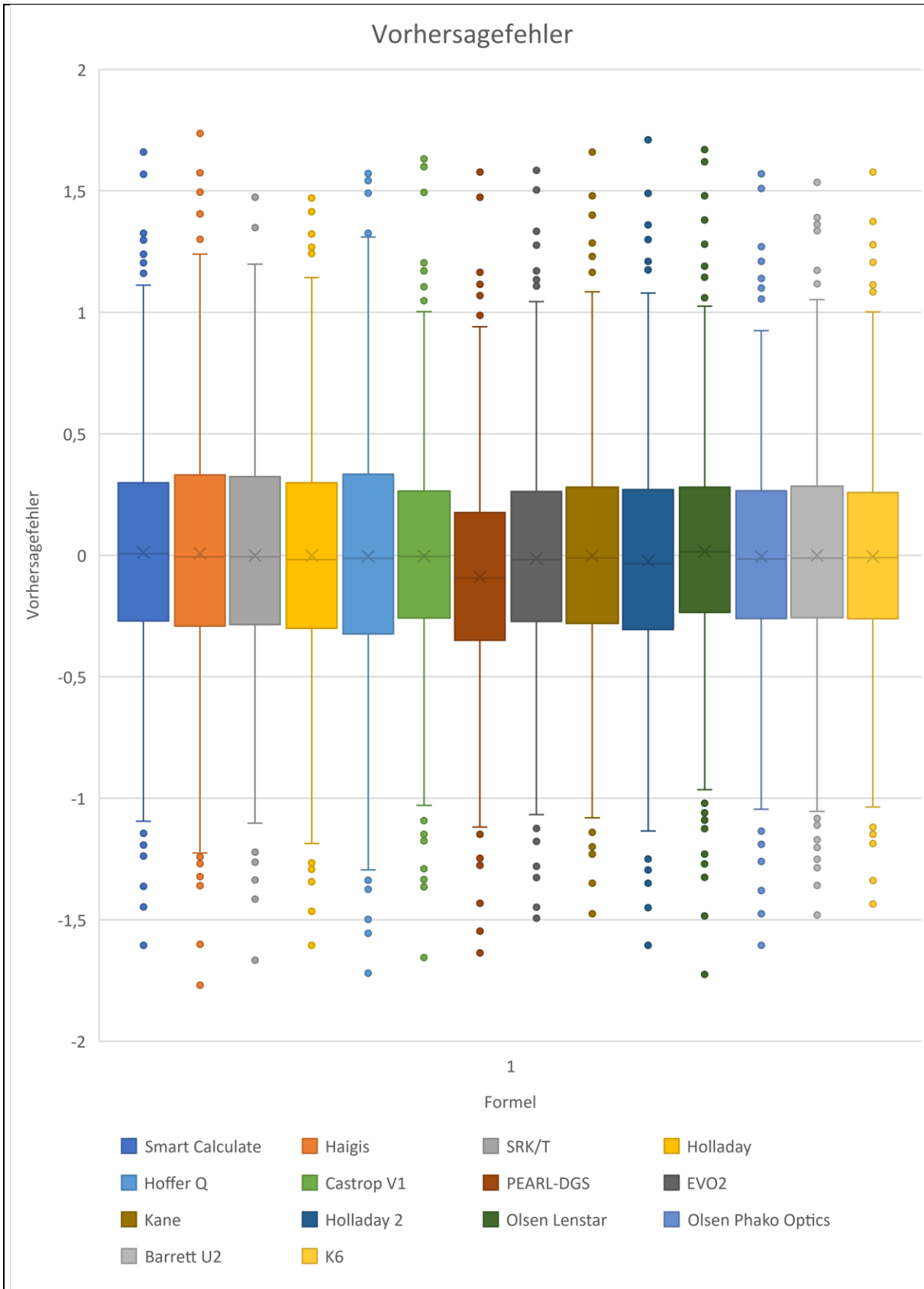
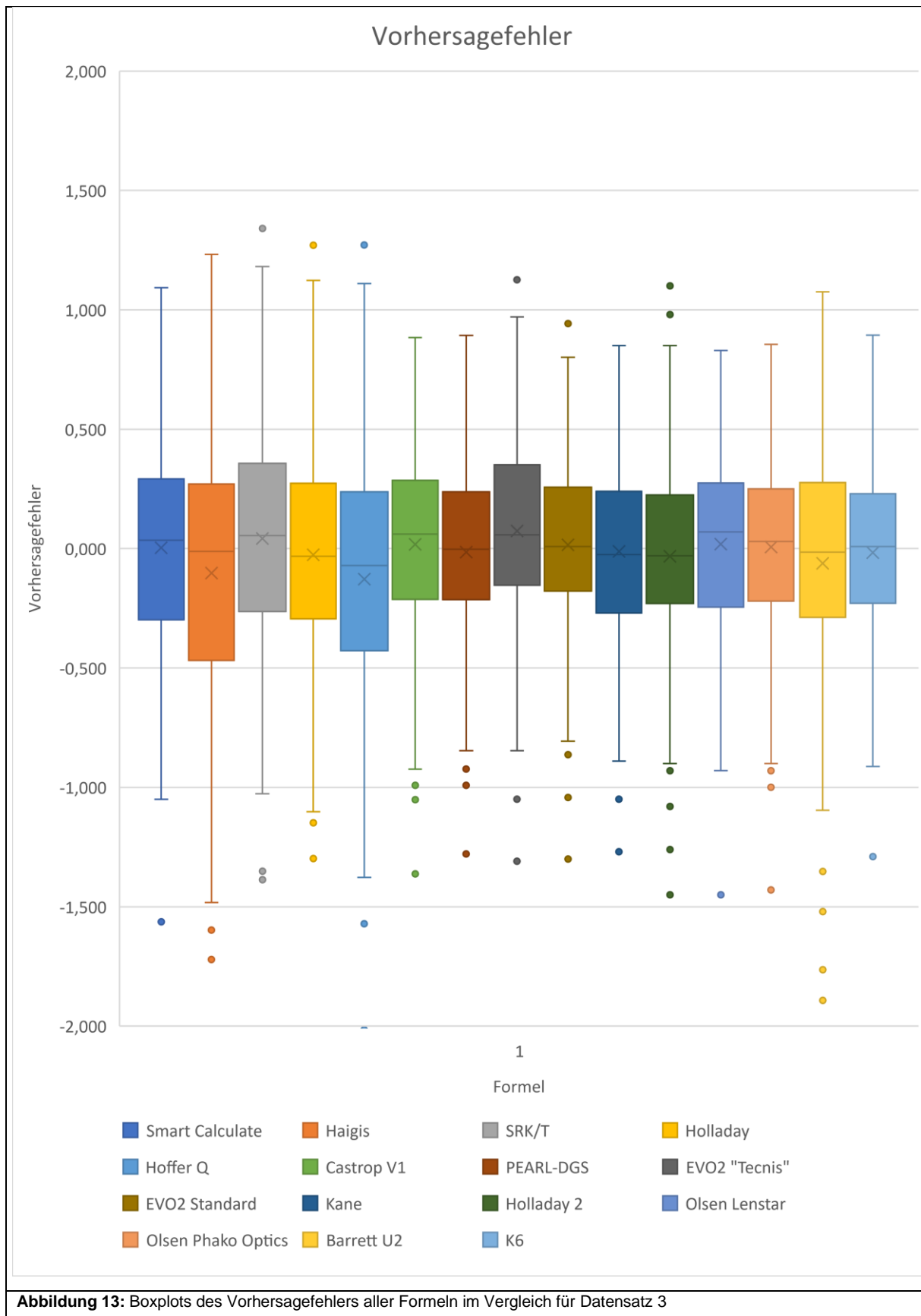
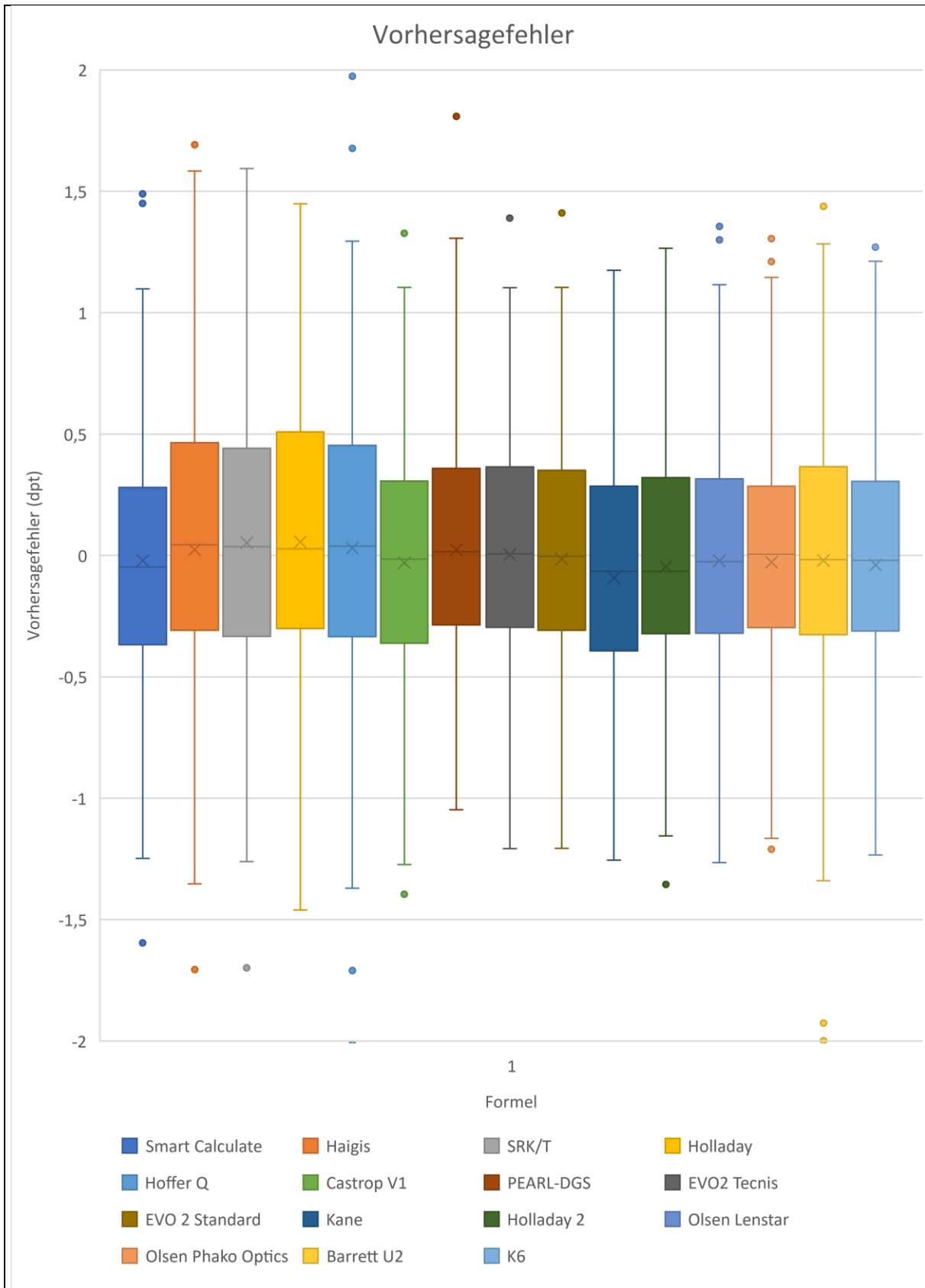


Abbildung 12: Boxplots des Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 2

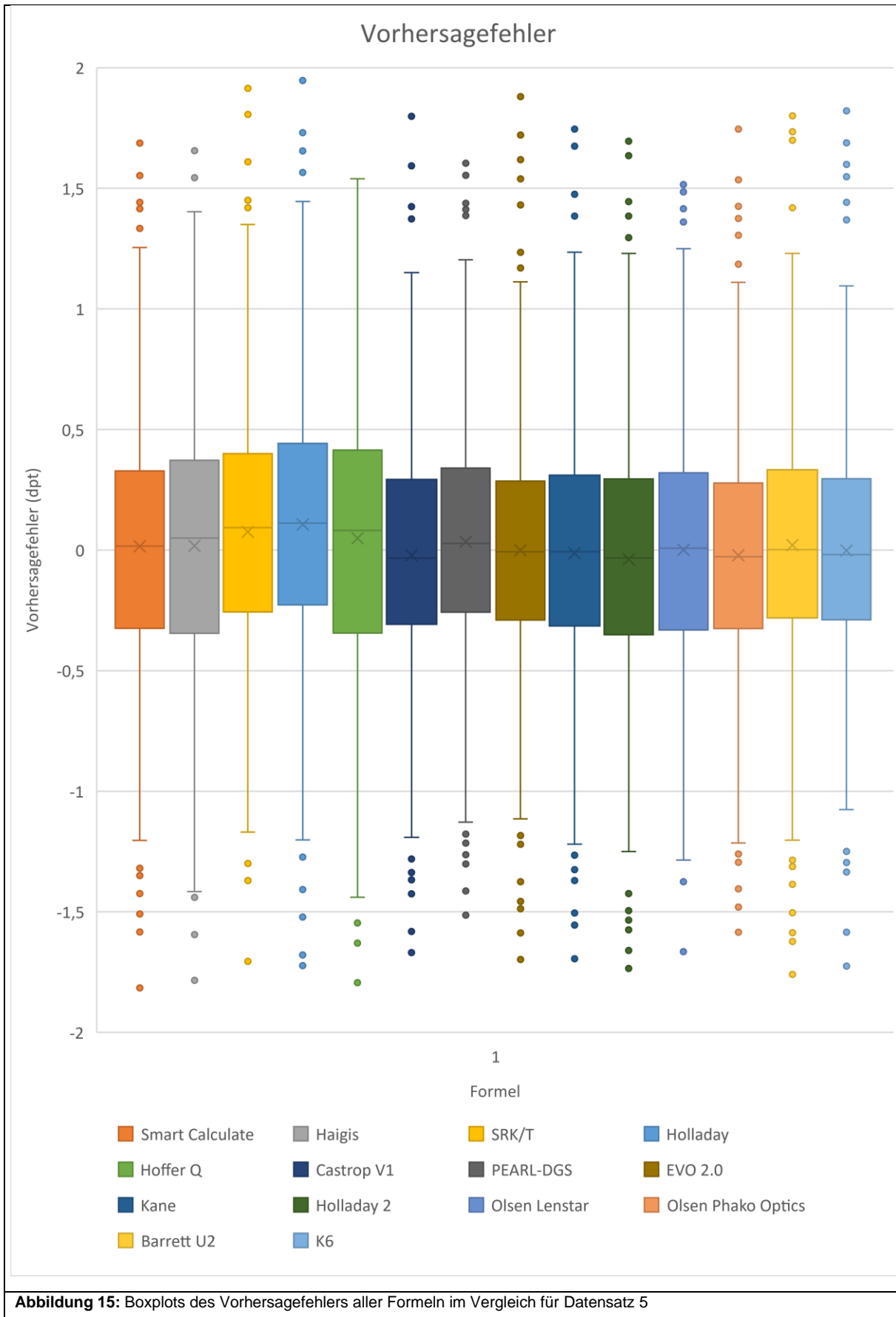


**Abbildung 13:** Boxplots des Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 3





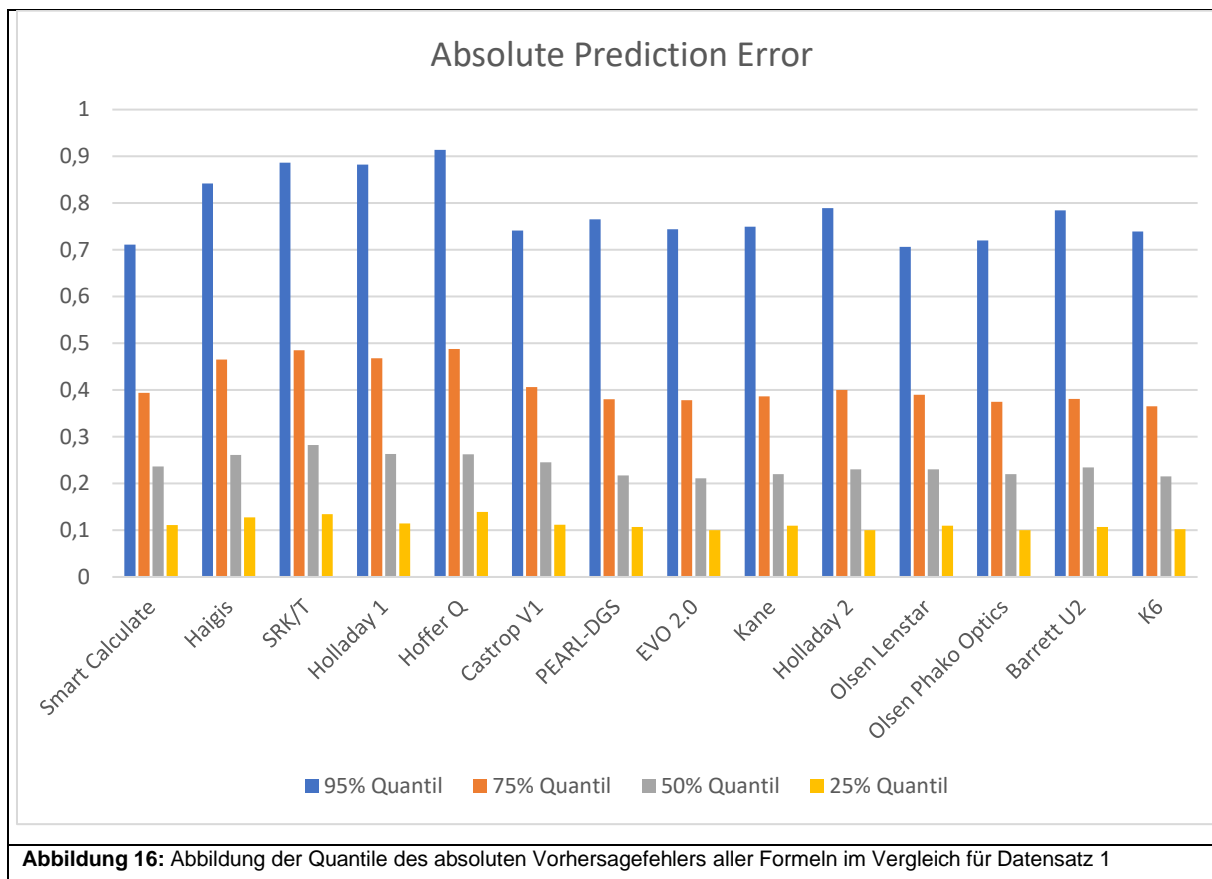
**Abbildung 14:** Boxplots des Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 4



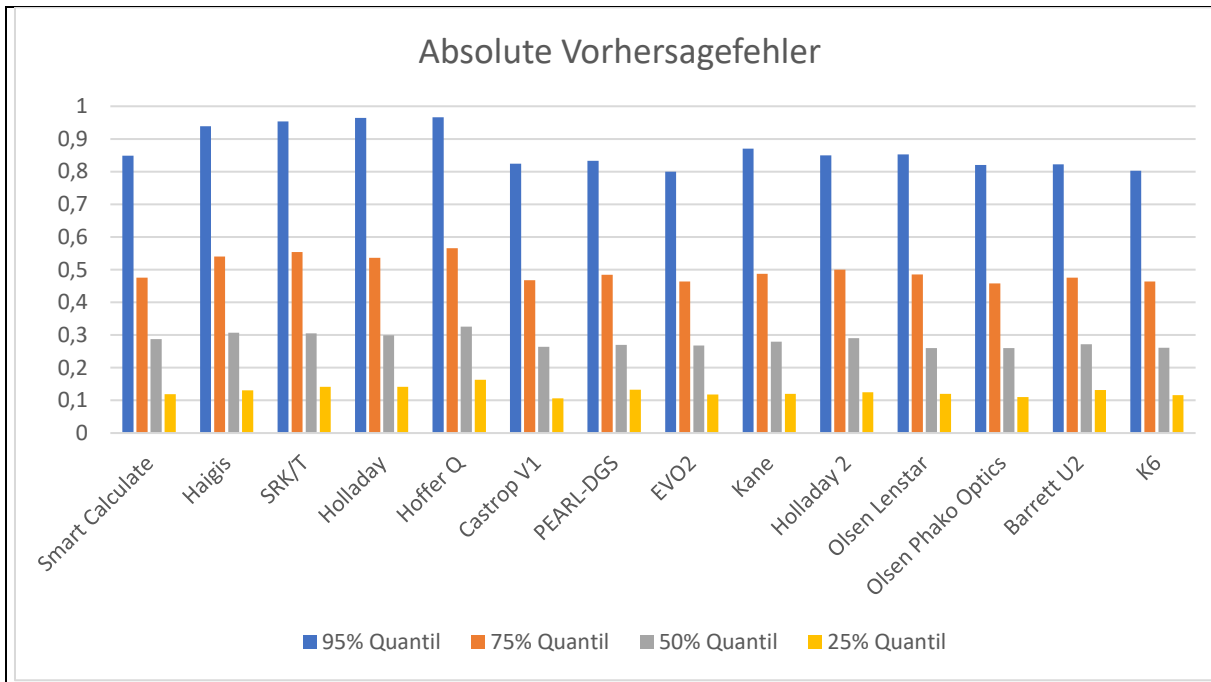
**Abbildung 15:** Boxplots des Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 5

1080 Weiterhin soll das Abschneiden der Formeln anhand der Quantile des AE dargestellt werden  
 1081 und die Information rund um das Abschneiden der Formeln innerhalb gewisser Grenzen des  
 1082 PE wie in Punkt 3.6 der Arbeit tabellarisch angegeben zu ergänzen. Hierzu wird für jede  
 1083 Formel eines Datensatzes das 95% Quantil, das 75% Quantil, das 50% Quantil und das 25%  
 1084 Quantil des AE dargestellt. Diese finden sich in **Abbildung 16** (Datensatz 1), **Abbildung 17**  
 1085 (Datensatz 2), **Abbildung 18** (Datensatz 3), **Abbildung 19** (Datensatz 4) und **Abbildung 20**  
 1086 (Datensatz 5).

1087

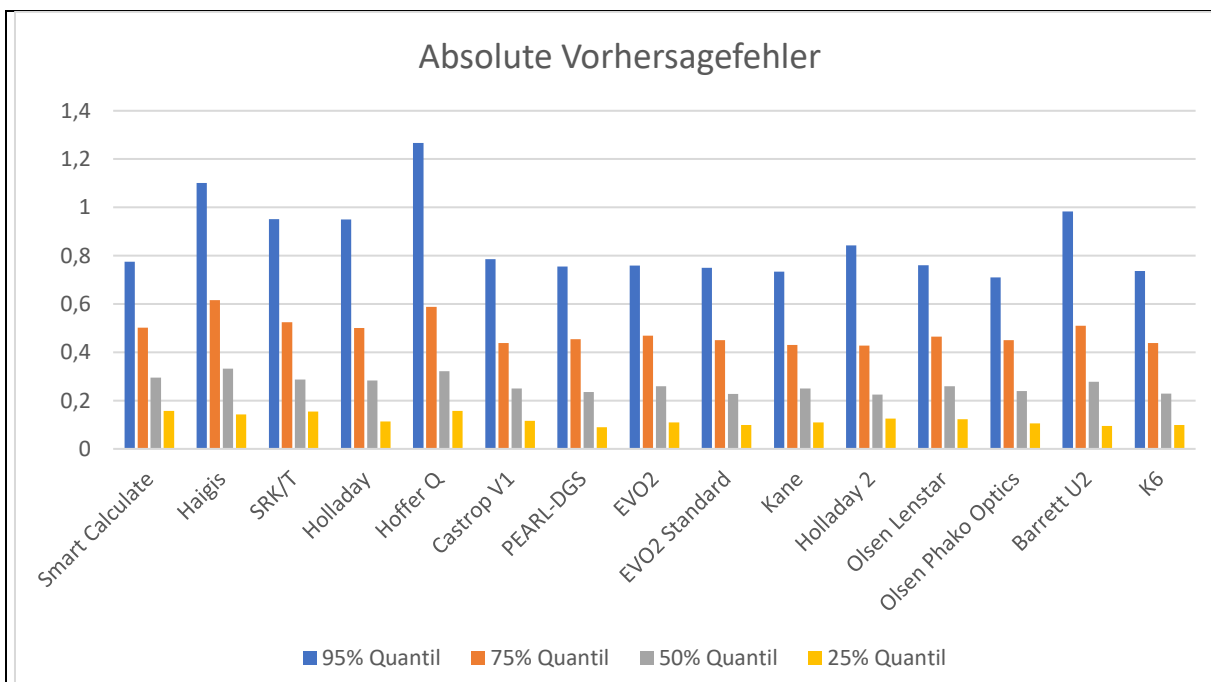


1088



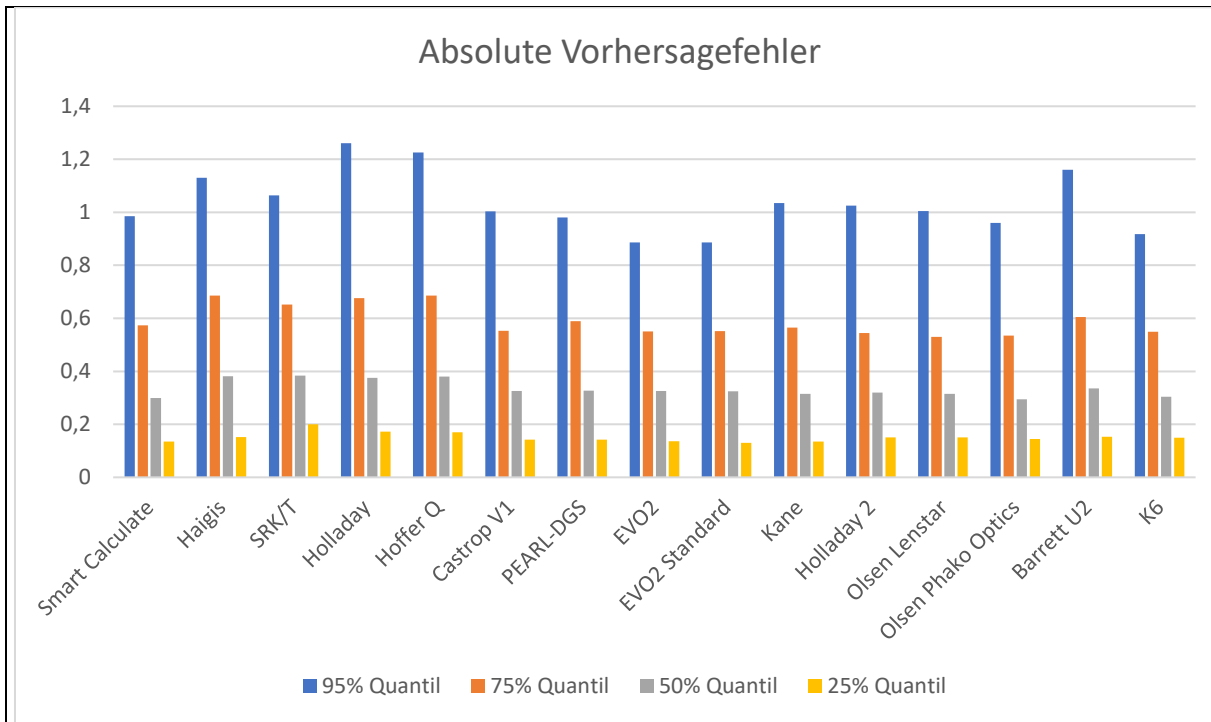
**Abbildung 17:** Abbildung der Quantile des absoluten Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 2

1089



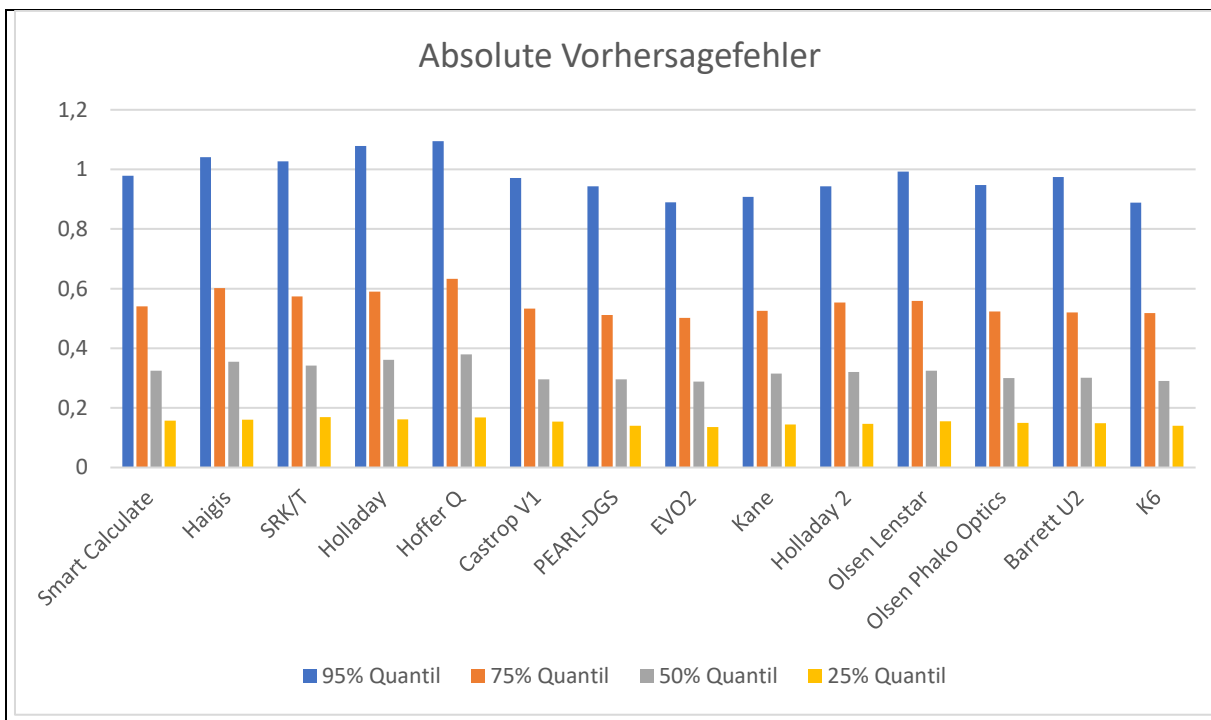
**Abbildung 18:** Abbildung der Quantile des absoluten Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 3

1090



**Abbildung 19:** Abbildung der Quantile des absoluten Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 4

1091



**Abbildung 20:** Abbildung der Quantile des absoluten Vorhersagefehlers aller Formeln im Vergleich für Datensatz 5

1092

## 4. Diskussion

1093  
1094  
1095 Trendfehler der klassischen Formeln können genutzt werden um Schemata nach AL und  $P_C$   
1096 Werten zu entwickeln.<sup>82</sup> Wenn Formeln Abhängigkeiten von bestimmten Parametern zeigen  
1097 wirkt sich das nachteilig auf den Einsatzbereich aus. Idealerweise hätte die perfekte  $P_{IOL}$ -  
1098 Berechnungsformel keine Abhängigkeit (oder Trendfehler) und wäre mit einer  
1099 Konstantenanpassung universal einsetzbar. Nicht nur die Arbeit von Röggl veranschaulicht,  
1100 dass dies mit den klassischen Formeln nicht der Fall ist, es finden sich noch kompliziertere  
1101 Schemata in der Literatur, die Vorschläge zur Formelwahl nach Abhängigkeit von AL,  $P_C$   
1102 und VKT treffen und die Übertragbarkeit in den OP fraglich machen.<sup>83</sup> Aus diesem Grund  
1103 fanden in den letzten Jahren zahlreiche neue multivariable Formeln zur Berechnung von  
1104 IOLs Einzug in die Wissenschaft, mit dem Ziel als Universalformel einsetzbar zu sein. Ziel  
1105 dieser Arbeit ist ein Vergleich einiger der populärsten Vertreter der neuen multivariablen  
1106 Formeln.

1107 Dadurch dass der Großteil der neuen multivariablen Formeln im „Blackbox“ Format vorliegt  
1108 ergibt sich eine kleine Einschränkung in der Möglichkeit diese als Außenstehender  
1109 anzupassen oder zur Berechnung größerer Datensätze zu benutzen. Man ist also auf die  
1110 Antwortfreudigkeit und Mithilfe der jeweiligen Formelautoren angewiesen. Diesem Umstand  
1111 fielen einige Berechnungen dieser Arbeit zu Opfer. Leider zeigte sich nach Berechnung und  
1112 Konstantenanpassung bei der Kane Formel ein Offset von 0,49 dpt für Datensatz 1 und -  
1113 0,079 dpt für Datensatz 2, für die Pearl Formel ein Offset von -0,085 dpt für Datensatz 2 und  
1114 für die Olsen-Formel (Lenstar Version) ein Offset von 0,052 dpt bei Datensatz 5. Alle  
1115 anderen Offsets fielen mit weniger als  $\pm 0,05$  dpt vernachlässigbar gering aus. Durch den  
1116 Bedarf der Fremdanpassung und -berechnung für diese Formeln war es nicht möglich diese  
1117 Fehler zu korrigieren. Die Ergebnisse dieser Formeln mit den jeweiligen Datensätzen sind  
1118 also nur eingeschränkt interpretierbar.

1119 Auch für Formeln, die nicht nur eine Konstante haben, sondern mehrere und damit mehrere  
1120 Freiheitsgrade besitzen bestehen einige Einschränkungen. So wurde die Haigis Formel in

1121 dieser Arbeit anhand der  $a_0$  Konstante angepasst. Dies ist allerdings nicht mit der „besten“  
1122 Optimierungsmethode gleichzusetzen, da eine en-bloc Anpassung aller 3 Konstanten z.B.  
1123 mittels Levenberg-Marquard Algorithmus oder Partikelschwarmoptimierung das Potential hat  
1124 nicht nur den Offset zu verschieben, sondern die Fehlerabhängigkeit von biometrischen  
1125 Größen deutlich zu verändern. Selbiges gilt für die Castrop Formel, in dieser Arbeit wurde  
1126 eine Version mit 2 Konstanten aus der Erstveröffentlichung verwendet.<sup>39</sup> Sowohl die Version  
1127 mit 2 Konstanten, als auch die später von Langenbacher et al. beschriebene und via  
1128 IOLCON.org zugängliche Version mit 3 Konstanten können anhand aller Freiheitsgrade  
1129 optimiert werden und somit an einen speziellen IOL-Typ deutlich besser angepasst werden,  
1130 als bei Optimierung nur einer der 2 bzw. 3 Konstanten.<sup>40</sup> Das Potential dieser Formeln wurde  
1131 in dieser Arbeit also nicht voll ausgeschöpft. Steht neben Microsoft Excel noch ein Programm  
1132 zur Verfügung das die vorher genannten en-bloc Optimierungsoptionen zulässt (z.B. Matlab  
1133 oder Python) kann das volle Potential dieser Formeln abgerufen werden.<sup>28,29</sup> Steht nur  
1134 Microsoft Excel zur Verfügung besteht bei der Haigis Formel die in der Einleitung  
1135 beschriebene Variante der Anpassung zur Verfügung. Für die Castrop Formel gibt es für die  
1136 Version mit 3 Formelkonstanten eine andere Lösung. Wurden für ein IOL-Model bereits  
1137 anhand größerer Datensätze die C, H und R Konstanten optimiert stehen diese auf IOLCON  
1138 zur Verfügung. Hier könnte man C und H einer bestimmten IOL-Plattform übernehmen und R  
1139 nutzen um den restlichen Datensatz zu optimieren. Dazu sollte man unbedingt den ELP  
1140 Algorithmus verwenden, der zur Anpassung der bereitgestellten Konstanten verwendet  
1141 wurde (im Regelfall der Voreingestellte Algorithmus mit VKT, AL, LD). Das  
1142 Berechnungsprogramm Smart Calculate bietet mehrere Möglichkeiten der Anpassung  
1143 inklusive dem beachten des SIA je nach Inzisionslokalisation. Die Möglichkeit die  
1144 Inzisionsachse zu bestimmen wurde in dieser Arbeit aufgrund des retrospektiven Charakters  
1145 nicht genutzt. Dieses Programm bietet einige weitere Möglichkeiten die Ergebnisse  
1146 anzupassen, für diese Arbeit wurde nur die Grundfunktion der Berechnung genutzt, ob die  
1147 weiteren Personalisierungsmöglichkeiten noch bessere Ergebnisse liefern oder zu einem  
1148 Overfitting führen kann Mittelpunkt weiterer Arbeiten werden.

1149 Die derzeit gängigen Editorials zum Thema  $P_{IOL}$  Berechnung schlagen eine Optimierung der  
1150 Formelkonstanten vor, die den meanPE des Datensatzes auf 0 setzt.<sup>26,27</sup> Um diesem Trend  
1151 gerecht zu werden wurde in dieser Arbeit ebenso verfahren. Jedoch zeigen sich ein paar  
1152 Einschränkungen dieser Vorgehensweise auf die in diesem Absatz weiter eingegangen  
1153 werden soll. Eine klare Tendenz ist die Konstanten nicht auf spezielle Untergruppen von  
1154 Patienten anzupassen, da diese im klinischen Alltag aufgrund niedriger Fallzahlen auch nicht  
1155 angepasst werden. Im Alltag werden zumeist ULIB/IOLCON optimierte Konstanten  
1156 verwendet, die Anhand größerer Datensätze angepasst wurden. Werden eben diese  
1157 Konstanten für Untergruppen nicht verwendet, sondern untergruppenspezifische optimierte  
1158 Konstanten kann dies Operateure animieren eine Formel als geeignet anzusehen und diese  
1159 unangepasst vom Biometerausdruck zu verwenden. Im Regelfall werden in Biometern nicht  
1160 mehrere Versionen einer Formel hinterlegt (also z.B. Haigis kurze Augen, Haigis normale  
1161 Augen, Haigis lange Augen, Haigis post-LVC), sondern eine Version mit generellen  
1162 Konstanten. Bedenkt man, dass die Verteilung der PE nicht normalverteilt scheint und  
1163 betrachtet die Symmetrie der Verteilung, so ergibt sich die Frage ob es klug ist die  
1164 Konstante über einen gesamten Datensatz anzupassen. Für diese Arbeit wurden aus diesem  
1165 Grund die Empfehlungen der Editorials sehr wörtlich genommen. Die Konstantenanpassung  
1166 erfolgte rein an „normallangen“ Augen, kurze und lange Augen wurden dabei außen vor  
1167 gelassen, um die Konstante nicht in die eine oder andere Richtung zu drücken und das beste  
1168 Ergebnis im Umgang mit dem häufigsten Patientengut („normallange Augen“) zu erzielen.  
1169 Des Weiteren können Datensätze durch Auswahlparameter und gezielte Inklusion bzw.  
1170 Exklusion so in eine bestimmte Richtung gedrückt werden.

1171 Die Empfehlung Konstanten am vollen Studiendatensatz anzupassen ist weiterhin als  
1172 generelle Empfehlung in Frage zu stellen. Mit dieser Strategie hat man zwar einen  
1173 Trainingsdatensatz, ein Validierungs- bzw. Testdatensatz fehlt in diesem Falle aber.  
1174 Idealerweise würde man eine entsprechend große Anzahl an Augen als Trainingsdatensatz  
1175 für die Konstantenoptimierung heranziehen und dann an einem völlig disjunkten Datensatz  
1176 auswerten.<sup>30</sup> Sollte dieser Datensatz von einem anderen Studienzentrum stammen, sollte



1177 dort das exakt gleiche Biometer verwendet werden und das gleiche Refraktionsverfahren  
1178 verwendet werden, vor Allem in Hinsicht auf die Refraktionsdistanz. Streng genommen ist  
1179 eine Formelkonstante immer nur für die gewählte IOL im Zusammenspiel mit dem für die  
1180 Formeloptimierung verwendeten Biometer gültig. Alternativ könnte eine Kreuzvalidierung  
1181 stattfinden. Dabei sollten Ausreißer im Rahmen der Konstantenanpassung ausgemacht und  
1182 für den Zweck der Optimierung ausgeblendet werden.<sup>84</sup> Ein weiterer fraglicher Punkt ist der  
1183 Unterschied zwischen der Zielgröße der Optimierung und der Zielgröße der Metrik, bzw. der  
1184 finalen Auswertung. Sollte also meanAE oder rmsPE als Metrik bzw. Auswertungsparameter  
1185 herangezogen werden, sollte dieser jeweilige Wert auch mit der Konstantenoptimierung  
1186 optimiert werden um das beste Abschneiden der Formel zu Begutachten. Eine reine  
1187 Betrachtung der Standardabweichung lässt einen Offset außer Acht – ja bei Anpassung auf  
1188 die niedrigste SDPE kann sogar ein Offset erzeugt werden.<sup>28,29</sup> Eine Optimierung des  
1189 meanPE bedeutet nicht die beste SDPE. Eine Metrik, die Offset und Standardabweichung  
1190 kombiniert ist der rmsPE. Sollte sich der rmsPE als Prädiktor durchsetzen sollte man sich auf  
1191 eine statistische Vergleichsmethode für diesen Wert einigen um statistisch signifikante  
1192 Unterschiede zwischen Berechnungsverfahren ausmachen zu können, die Literatur hierzu ist  
1193 rar gesät. Eine statistische Anpassung auf den meanPE scheint bei Betrachtung der  
1194 Symmetrie der Verteilung unserer Datensätze als wenig sinnvoll – die Optimierung auf den  
1195 meanAE oder den rmsPE scheint hier weitaus sinnvoller.<sup>28,29</sup>

1196 Betrachten wir nun die Ergebnisse vor diesem Hintergrund, so zeigen sich die neuen  
1197 multivariablen Formeln in allen Datensätzen nahezu vollständig mit deutlichem Trend zu  
1198 einem besseren Abschneiden bewertet anhand von Rangsumme, meanAE und rmsPE als  
1199 die etablierten klassischen und in gängigen Biometern hinterlegten Formeln Holladay, Hoffer  
1200 Q und SRK/T. Ein Blick auf die Trendfehler (**Abbildung 7 bis 10**) zeichnet ein ähnliches Bild.  
1201 Bevor wir tiefer auf die einzelnen Ergebnisse eingehen lohnt ein Blick in die Literatur. In einer  
1202 Studie mit 3241 Acrysof SN60WF IOLs (Alcon Laboratories Inc., erhältlich in einer P<sub>IOL</sub> von 6  
1203 bis 30 dpt) verglichen Kane et al. 2016 sieben Formeln.<sup>85</sup> Die Biometrie erfolgte mit partieller

1204 Kohärenzinterferometrie – eine Messung der Optionalparameter LD und ZHD waren somit  
1205 nicht möglich. Die Barrett Universal II Formel konnte auf alle Augen mit dem niedrigsten  
1206 meanAE von 0,385 dpt bei einem meanPE -0,19 dpt den Ruf einer universell einsetzbaren  
1207 Formel erlangen. Dies konnte sowohl bei normaler, als auch bei langer AL bestätigt werden.  
1208 Allerdings zeigte sich dieser Vorteil bei kurzen Augen nicht, hier zeigten die Holladay, SRK/T  
1209 und Holladay-2 tendenziell niedrigere MAEs. <sup>85</sup>

1210 Der Ruf der Barrett Formel wurde 2017 in einer Arbeit von Melles et al. gefestigt. <sup>86</sup> Die  
1211 Ergebnisse wurden 2019 um neuere Formeln ergänzt. <sup>87</sup> Insgesamt wurden 13301 Augen mit  
1212 der SN60WF und 5200 Augen mit der SA60AT (erhältlich in 6 bis 40 dpt) beleuchtet. Im  
1213 Datensatz fanden sich 1270 bzw. 498 Augen mit AL unter 22,50 mm und 1548 bzw. 512  
1214 Augen mit AL über 25,50 mm. Mit einem meanAE von 0,311 dpt bzw. 0,320 dpt erzielte die  
1215 Barrett Universal II Formel den insgesamt niedrigsten meanAE, gefolgt von der Olsen  
1216 Formel. <sup>86</sup> Im Update wurde die Prozentzahl an Augen mit einem AE von unter 0,50 dpt  
1217 verglichen, die Kane Formel, Olsen Formel, Barrett Formel und EVO Formel zeigten hier die  
1218 besten Ergebnisse. <sup>87</sup>

1219 Connell und Kane betrachteten ebenfalls einen Datensatz mit 846 SN60WF IOLs. Von den  
1220 846 Augen wurden 46 und 44 Augen als kurze bzw. lange Augen eingestuft. Auch wenn  
1221 unter anderem der IOLMaster700 zum Einsatz kam wurden nur die Biometrieparameter der  
1222 Vorgängermodelle verwendet. <sup>65</sup> Die Hill-RBF zeigte hier 11,5% der Augen „out of bounds“.  
1223 Die Kane und Olsen Formel zeigten den kleinsten meanAE, sowohl für kurze, normale, als  
1224 auch lange Augen. Die Barrett Universal II zeigte gute Ergebnisse für normale und lange  
1225 Augen, bei kurzen Augen jedoch ein meanAE von 0,479 dpt. <sup>65</sup>

1226 In einer weiteren großen Studie schauten sich Darcy et al. Ergebnisse von vier  
1227 verschiedenen IOLs in 10930 Augen an. Auch hier wurde die Biometrie mittels partieller  
1228 Kohärenzinterferometrie gemessen. <sup>67</sup> Über die ganze Gruppe hinweg konnte die Kane  
1229 Formel den kleinsten meanAE und die meisten Augen innerhalb eines PE von  $\pm 0,50$  dpt  
1230 verbuchen. In den Subgruppen von kurzen Augen ( $AL \leq 22,0$  mm), normalen Augen und

1231 langen Augen ( $AL \geq 26,0$  mm) konnte die Kane Formel jeweils den kleinsten meanAE  
1232 verbuchen. Die Barrett Formel schnitt gut bei langen und normalen Augen ab, zeigte jedoch  
1233 bei kurzen Augen den höchsten meanAE. <sup>67</sup>

1234 Hipólito-Fernandes et al. schauten 828 Augen nach SN60WF Implantation an. <sup>88</sup> Die  
1235 Vermessung fand mittels Lenstar LS-900 (Haag-Streit AG, Köniz, Switzerland) statt. Die  
1236 Kane und EVO Formel, sowie VRF-G erzielten bei Augen aller AL den geringsten MAE. Die  
1237 Barrett Universal II zeigte bei Augen über 22,0 mm gute Ergebnisse. Ebenso zeigten sich  
1238 PEARL-DGS und Hill-RBF 2,0 bei normalen Augen als gute Option. <sup>88</sup>

1239 Als besondere Herausforderung der  $P_{IOL}$ -Kalkulation gelten sehr hyperope Augen. Hier ist  
1240 typischerweise die Vorhersagegenauigkeit deutlich reduziert. Die hohe  $P_{IOL}$  führt dazu, dass  
1241 Fehlberechnungen der ALP stärker ins Gewicht fallen. Die sphärische Aberration spielt bei  
1242 diesen IOL eine nicht unerhebliche Rolle. In Studien mit hochmyopen Augen zeigten sich  
1243 ähnliche Bilder: Bei 150 Augen (111 SA60AT, 39 ZCB00) mit emmetropisierender  $P_{IOL}$  von  
1244  $\geq 28,50$  dpt und/oder  $AL \leq 21,50$  mm zeigte sich die Verwendung der PEARL-DGS Formel,  
1245 OKULIX (Panopsis, Mainz, Deutschland), Kane Formel und Castrop Formel als gute Option.  
1246 Die EVO 2.0 Formel konnte mit der ZCB00 IOL ebenfalls gute Ergebnisse verbuchen, wenn  
1247 man unter „IOL Model“ „Standard“ anstatt „Tecnis“ einstellt. Hoffer Q, Barrett und SRK/T  
1248 zeigten deutliche Trendfehler und konnten nicht überzeugen. <sup>39</sup> Die Hill-RBF 3.0 Methode  
1249 ergab eine „out of bounds“ Warnung in 14,67% der Fälle, hätten also im Arbeitsablauf einer  
1250 neuen Eingabe mit einer anderen Formel bedurft. Kane et al. werteten 182 Augen nach  
1251 SA60AT Implantation mit einer  $P_{IOL}$  von  $\geq 30$  dpt aus. <sup>64</sup> Hier konnten die Kane Formel und  
1252 die EVO 2.0 Formel überzeugen. Es ist allerdings auffällig, dass die Berechnungsfehler  
1253 zwischen den Studien extrem schwanken, beispielsweise zeigt die Kane Formel in einer  
1254 Arbeit <sup>64</sup> einen meanAE von 0,53 dpt, in einer vergleichbaren Arbeit <sup>39</sup> aber nur 0,35 dpt. Die  
1255 Rahmenbedingungen und Datenqualität haben also einen entscheidenden Einfluss. Die  
1256 eigentlich für kurze Augen empfohlene Hoffer Q Formel und die Barrett Universal II Formel  
1257 zeigten große PE und konnten nicht überzeugen. <sup>64</sup>

1258 Zurück zu unseren Datensätzen findet sich eine Testung auf statistisch signifikante  
1259 Unterschiede im medAE in Punkt 3.6 dieser Arbeit. Insgesamt findet sich die K6 Formel für  
1260 die IOL-Typen Vivinex und AAB00 in allen Untergruppen unter den zwei höchstgelisteten  
1261 Formeln, für den IOL-Typ ZCB00 in Datensatz 3 in den 5 höchstgereihten Formeln. Während  
1262 sich die Tendenz in Datensatz 3 leicht andeutete zeigt sich bei IOL-Typ ZCB00 in Datensatz  
1263 4 die Performance schlechter, sodass zwischen Favoriten und K6 ein deutlicher Abstand von  
1264 etwa 0,1 dpt meanAE bzw. 0,13 dpt rmsPE liegt. Bei langen Augen und normallangen Augen  
1265 liefert die Formel hier gute Ergebnisse. Es bleibt zu beachten, dass Datensatz 4 mit nur 23  
1266 Augen eine deutlich geringere Anzahl an kurzen Augen aufweist und die Ergebnisse dadurch  
1267 weniger Konstanz in dieser Untergruppe aufweisen, als bei den anderen Datensätzen. Für  
1268 den IOL-Typ SN60WF erweist sich die Performance der K6 Formel wiederum in allen  
1269 Untergruppen als sehr gut, wenn man nach Rangsummen und meanAE geht. Auch das  
1270 rmsPE überzeugt mit einem guten Bild, bei der Untergruppe der kurzen Augen findet sich  
1271 zum Spitzenreiter ein Abstand von etwa 0,03 dpt.

1272 Für die Vivinex IOL zeigt sich die EVO 2.0 Formel unter den Formeln mit den 4 höchsten  
1273 Rangsummen für alle Untergruppen. Im meanAE und im rmsPE findet sie sich für alle  
1274 Untergruppen mit kaum Unterschied zum Favoriten. Für die AAB00 befindet sich die EVO  
1275 2.0 Formel unter den Top 4 für alle, kurze und normallange Augen, für lange Augen bekleidet  
1276 sie nur Rang 9 von 14. MeanAE und rmsPE liegen nahe der Spitze für alle, kurze und  
1277 normallange Augen, bei den langen Augen ergibt sich ein Abstand von 0,014 dpt (meanAE)  
1278 bzw. 0,02 (rmsPE) zum Favoriten, jedoch auch ein Abstand von 0,07 dpt (meanAE) bzw.  
1279 0,11 (rmsPE) zum Schlusslicht. Für die SN60WF IOL befindet sich die EVO 2.0 Formel in  
1280 den Top 4 der Rangsummen für alle Untergruppen. Das Ergebnis von meanAE und rmsPE  
1281 ist entweder der Spitzenwert oder nahe der Spitze für alle Untergruppen. Für die ZCB00 IOL  
1282 gab es 2 Möglichkeiten: Die Berechnung als „Tecnis“ Plattform, oder die Berechnung als  
1283 „Standard“ Plattform. In Datensatz 3 schneidet die Möglichkeit „Standard“ über alle Augen  
1284 und bei kurzen Augen von der Rangsumme besser ab, während die Option „Tecnis“ bei den  
1285 normallangen Augen und langen Augen besser Abschneidet. Vom meanAE schneidet die

1286 „Standard“ Variante sehr gut ab als Spitzenreiter über alle Augen, mit einem geringen  
1287 Abstand zum Spitzenreiter von unter 0,01 dpt für kurze, normallange und lange Augen. Die  
1288 Version „Tecnis“ schneidet über alle Augen gesehen und bei den kurzen Augen mit einem  
1289 Abstand von 0,03 dpt für alle Augen, und 0,08 dpt für kurze Augen. Es empfiehlt sich  
1290 scheinbar für kurze Augen mit ZCB00 die Option „Standard“ auszuwählen, wie in Vorstudien  
1291 ebenfalls beschrieben.<sup>39</sup> In Datensatz 4 zeigen sich diese Unterschiede weniger, zumindest  
1292 eine der beiden EVO 2.0 Versionen findet sich durchwegs unter den Top 5 Formeln für  
1293 Rangsumme, meanAE und rmsPE mit nur geringen Unterschieden.

1294 PEARL-DGS erweist sich in Verbindung mit der Vivinex IOL als gute Option für normallange  
1295 und kurze Augen sowohl von Rangsumme, als auch meanAE und rmsPE. Für lange Augen  
1296 nimmt die Formel bei der Rangsumme einen Mittelrang ein, im meanAE bestehen bei diesen  
1297 langen Augen zum Spitzenreiter (K6) 0,03 dpt Unterschied, zum Schlusslicht (Hoffer Q) 0,11  
1298 dpt. Im rmsPE zeigt sich die Formel in allen, kurzen und normallangen Augen gut, bei den  
1299 langen Augen besteht ein Abstand von 0,04 dpt zum Spitzenreiter K6 und von 0,28 dpt zum  
1300 Schlusslicht Hoffer Q. In Kombination mit der AAB00 IOL findet sich PEARL-DGS eher im  
1301 Mittelfeld der Rangsummen für alle Untergruppen. Beim meanAE erwiesen sich  
1302 Unterschiede von 0,018 dpt (alle Augen), 0,03 dpt (kurze Augen) und 0,02 dpt (mittellange  
1303 Augen und lange Augen) zur Spitzenformel (K6 und Olsen Phaco Optics). Beim rmsPE liegt  
1304 ein Unterschied von 0,02 dpt (alle Augen), 0,03 dpt (kurze Augen), 0,02 dpt (normallange  
1305 Augen) und 0,01 dpt (lange Augen) zum jeweiligen Spitzenreiter K6 vor. Für die SN60WF  
1306 IOL zeigt sich mit PEARL-DGS bezüglich Rangsumme ein Abschneiden unter den 3  
1307 bestplatzierten Formeln für alle Augen und kurze Augen, sowie ein Abschneiden unter den 5  
1308 bestplatzierten Formeln für normallange Augen und lange Augen. Bezogen auf den meanAE  
1309 erzielt PEARL-DGS bei kurzen und normallangen Augen die Spitzenposition, bei allen Augen  
1310 Position 3 mit einem minimalen Unterschied von unter 0,01 dpt zum Spitzenreiter K6, sowie  
1311 für lange Augen Platz 7 bei einem ebenfalls kleinen Unterschied von unter 0,02 dpt zum  
1312 Spitzenreiter K6. Bezogen aufs rmsPE ähneln die Platzierung die des meanAE mit der  
1313 schlechtesten Platzierung bei den langen Augen, jedoch einem Unterschied von lediglich

1314 0,02 dpt zum Spitzenreiter EVO 2.0. Pearl scheint hier bei kurzen Augen der Vorzug zu  
1315 geben zu sein, EVO 2.0, K6, Kane oder Barrett U2 könnten eine gute Kreuzvalidierung bei  
1316 langen Augen geben. Für die ZCB00 findet sich in Datensatz 3 eine gute Performance für  
1317 alle Augen, kurze Augen und mittellange Augen für Rangsummen, meanAE und rmsPE. Bei  
1318 den langen Augen hingegen zeigt sich ein Abstand von 0,06 dpt zum Spitzenreiter (Holladay-  
1319 2) und beim rmsPE ein Abstand von 0,07 dpt zu eben diesem. Hier könnte man auf andere  
1320 Formeln ausweichen, oder zumindest die Berechnung mit diesen Abgleichen, z.B. EVO 2.0,  
1321 Kane, oder K6. Bei Datensatz 4 erweist sich die PEARL-DGS stark bei normallangen Augen,  
1322 bei kurzen oder langen Augen scheint es hier jedoch bessere Auswahlmöglichkeiten zu  
1323 geben, beispielsweise EVO 2.0. Ebenso wie in Datensatz 3 zeigt sich die Holladay-2 Formel  
1324 als Spitzenreiter für die langen Augen.

1325 Die Kane Formel ist für die Vivinex IOL schwer interpretierbar, da offensichtlich ein Fehler  
1326 bei der Konstantenoptimierung durch den Formelautor auftrat. Eine Schwäche der neuen  
1327 Formeln – man ist auf Fremdhilfe für Optimierungen angewiesen und muss falls sich die  
1328 Kommunikation als langsam erweist etwaige Fehler in Kauf nehmen bzw. übernehmen. Hier  
1329 ist die Formel allerdings beim meanAE und rmsPE in allen Untergruppen nur ca. 0,02 dpt bis  
1330 0,04 dpt vom Spitzenreiter entfernt. Bei der AAB00 IOL zeigt sich die Kane Formel nahe der  
1331 Spitze bei normallangen und langen Augen, jedoch mit 0,04 dpt (meanAE) bzw. 0,05 dpt  
1332 Abstand zum Spitzenreiter bei kurzen Augen. Im Zusammenspiel mit der SN60WF Plattform  
1333 erwies sich die Kane Formel mit Resultaten unweit der Spitze, bei kurzen Augen allerdings  
1334 mit einem Abstand von 0,08 dpt im meanAE bzw. rmsPE zur Spitzenformel. Für die ZCB00  
1335 Plattform schneidet die Kane Formel bei allen Untergruppen nahe der Spitze ab. Datensatz 4  
1336 ist dank Offset wiederum schwer interpretierbar. Die Kane Formel schneidet hier gut ab bei  
1337 normallangen und langen Augen, weist aber eine schlechtere Performance bei kurzen Augen  
1338 auf.

1339 Die Barrett Formel findet sich bei der Vivinex IOL bei den Rangsummen im Mittelfeld der  
1340 Formeln. Beim meanAE ist für alle und kurze Augen ein Abstand von 0,03 dpt zum

1341 Spitzenreiter gegeben, für die normallangen Augen 0,02 dpt, sowie für die langen Augen  
1342 0,01 dpt. Beim rmsPE beträgt der Abstand zur Spitzenformel 0,03 dpt für alle Augen und  
1343 normallange Augen, 0,07 dpt für kurze Augen und 0,02 für lange Augen. Bei der AAB00 IOL  
1344 herrscht ein ähnlicher Trend vor mit Ergebnis nahe dem Spitzenbereich für normallange und  
1345 lange Augen, jedoch 0,04 dpt (meanAE) bzw. 0,05 dpt (rmsPE) Abstand zum Spitzenreiter.  
1346 Auch bei der SN60WF IOL schneidet die Barrett Formel für mittellange und lange Augen  
1347 unweit der Spitze ab was meanAE und rmsPE angeht, jedoch mit einem deutlich größeren  
1348 Raum zwischen Barrett Formel und Spitzenformel von 0,12 dpt (meanAE) bzw. 0,16 dpt  
1349 (rmsPE). Die Barrett Formel zeigt sich für die ZCB00 IOL in Datensatz 3 bei normallangen  
1350 und langen Augen im Mittelfeld der Ergebnisse, hier weisen andere Multivariable Formeln  
1351 teils bessere Ergebnisse auf. Bei kurzen Augen erweist sich die Barrett Formel hier als eher  
1352 unvorteilhaft und im hinteren Feld der Ergebnisse, hier sollte die Wahl auf eine andere  
1353 Formel fallen. In Datensatz 4 zeichnet sich ein ähnliches Bild für kurze Augen, bei  
1354 normallangen und langen Augen gibt es zur Barrett Formel im hinteren Mittelfeld einige  
1355 bessere Alternativen.

1356 Es bestätigt sich die schon in anderen Publikationen beobachtete Tendenz zur Schwäche in  
1357 der Berechnung von Augen mit kürzerer AL, vor Allem in Datensätzen mit höheren Anteilen  
1358 an sehr kurzen Augen.<sup>39,64</sup>

1359 Die Castrop Formel zeigt sich in der Version mit 2 Konstanten für die Vivinex IOL bei den  
1360 Rangsummen im Mittelfeld der Formeln. Beim meanAE ist für alle Augen ein Abstand von  
1361 0,03 dpt zum Spitzenreiter gegeben, für die kurzen, normallangen und langen Augen 0,02  
1362 dpt. Beim rmsPE beträgt der Abstand zur Spitzenformel 0,02 dpt für alle Augen und  
1363 normallange Augen, 0,04 dpt für kurze Augen und 0,02 für lange Augen. Für die AAB00  
1364 erweist sich die Castrop Formel als gute Alternative, vor allem für kurze und normallange  
1365 Augen, aber auch bei den langen Augen mit einer Differenz des rmsPE zwischen  
1366 Spitzenformel und Castrop von 0,01 dpt. Im Zusammenspiel mit der SN60WF IOL Plattform  
1367 bestätigt sich die Castrop Formel als gangbare Variante mit einer Differenz des meanAE von

1368 0,02 dpt für alle Augen und 0,03 dpt für kurze Augen, normallange Augen und lange Augen  
1369 zum jeweiligen Spitzenreiter. Beim rmsPE beträgt die Differenz 0,03 dpt für alle  
1370 Unterkategorien. Die Castrop Formel im Zusammenspiel mit der ZCB00 IOL zeigt bei  
1371 Datensatz 3 gute Ergebnisse für kurze Augen und findet sich für normallange und lange  
1372 Augen im Mittelfeld der Formelperformance gemessen am meanAE und rmsPE. Bei  
1373 Datensatz 4 liegen die Ergebnisse bei normallangen Augen nahe der Spitze, für kurze und  
1374 lange Augen jedoch eher im Mittelfeld, hier scheint die EVO 2.0 Formel beispielsweise eine  
1375 gute Option über alle Bereiche.

1376 In der Klinik ist es unwahrscheinlich, dass für jede IOL verschiedene Formeln herangezogen  
1377 werden, gerade bei neuen IOL fehlt hier auch die Studiengrundlage. Hier gilt die Suche nach  
1378 den universellsten Formeln. Ein für den Kliniker gut interpretierbarer Wert beim Vergleich von  
1379 Formeln ist die Differenz des AE der gewählten Formel zur jeweils besten Vorhersage. Über  
1380 alle 5 Datensätze hinweg ist die Reihung der Formeln nach diesem Gesichtspunkt in **Tabelle**  
1381 **55** zu finden. Die Formeln EVO 2.0 und K6 zeigten eine Differenz von weniger als 0,01 dpt  
1382 zur besten Vorhersage. Diese sind also als Universalformeln stark zu empfehlen. Für die  
1383 Formeln Castrop (V1), PEARL-DGS und Olsen (Lenstar) beträgt die Differenz mehr als 0,01  
1384 dpt aber weniger als 0,02 dpt, diese sind somit ebenso zu empfehlen. Olsen (Phako Optics),  
1385 Smart Calculate und Kane weisen eine Differenz von mehr als 0,02 aber weniger als 0,025  
1386 auf, diese sind somit zwar zu empfehlen falls direkt im Biometerausdruck vorhanden, aber  
1387 bei Verwenden von Internetkalkulatoren gäbe es aber universeller einsetzbare Optionen. Bei  
1388 Barrett Universal 2 und Holladay-2 müssen erste klare Fallunterscheidungen getroffen  
1389 werden – zum Beispiel sollte vom Einsatz der Barrett Universal 2 Formel bei kurzen Augen  
1390 abgesehen werden. Es zeigt sich eine deutliche Stufe der multivariablen Formeln zu den  
1391 klassischen Vorhersageformeln, zumindest wenn nur eine Konstante der Haigis Formel  
1392 angepasst wird. Alle Vertreter dieser Formeln zeigen durch die Trendfehler eine Differenz  
1393 von zumindest 0,064 dpt zur besten Vorhersage, die Hoffer Q Formel gar eine Differenz von  
1394 0,093 dpt.



1395 Nicht für jede IOL stehen Studiendaten bereit, deswegen gilt es auch generelle  
1396 Empfehlungen zu treffen. Wie in den **Tabellen 55, 56 und 57** zu sehen scheint der Einsatz  
1397 der Hoffer Q Formel (zumindest ohne second eye refinement) obsolet. Insgesamt ist vom  
1398 Einsatz der klassischen Formeln für alle Achslängen abzuraten, auch wenn der Unterschied  
1399 zwischen der neuen Generation von multivariablen Formeln bei normallangen Augen  
1400 weniger drastisch ist wie bei kurzen oder langen Augen. Die Haigis Formel scheint bei  
1401 Anpassung von nur einer Formelkonstante (daran zu erkennen, dass die Konstanten  $a_1$  und  
1402  $a_2$  jeweils mit 0.4 und 0.1 bestimmt sind) nicht mit den Ergebnissen der neuen multivariablen  
1403 Formeln mithalten zu können. Das Abschneiden nach Optimierung aller drei Konstanten  
1404 kann in dieser Arbeit nicht beurteilt werden. Gerade bei kurzen Augen sollte keine der  
1405 klassischen Formeln verwendet werden und auch von Verwendung der Barrett Formel ist  
1406 abzuraten. Dies gilt in abgeschwächter Form auch für lange Augen. Die Barrett Formel liefert  
1407 bei normalen und langen Augen gute Berechnungen, sollte aber bei kurzen Augen nicht  
1408 eingesetzt werden. Der Einsatz der K6 und EVO 2.0 Formel kann hingegen für jede  
1409 Achslänge empfohlen werden, gerade bei extremen Augen kann hier eine Empfehlung  
1410 ausgesprochen werden. Selbiges gilt für die Olsen (Phako Optics) Formel.

1411

## 1412 **5. Conclusio**

1413 Die nächsten Schritte zur Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit von Intraokularlinsen  
1414 liegen in erster Linie bei den Herstellern von Biometrie geräten und Intraokularlinsen. Eine  
1415 Verabschiedung von alten Linsenkonstanten und damit auch veralteten Messwerten um eine  
1416 Rückwärtskompatibilität zu gewährleisten würde hier Platz schaffen die Achslängenmessung  
1417 bis zum retinalen Pigmentepithel anzugeben und als Sum-of-Segments zu rechnen.  
1418 Modellfehler wie falsche Hornhautbrechkraftannahmen könnten auf den neuesten Stand  
1419 gebracht werden. Rückflächendaten erlauben das Rechnen mit dicken Linsen Modellen für  
1420 die Hornhaut. Das Offenlegen von Geometriedaten der Intraokularlinsen und deren  
1421 Änderungen über den gesamten Dioptrienbereich würde erlauben auch diese als dicke Linse  
1422 in die Rechnung mit einzubeziehen. Als Störfaktoren blieben dann noch individuelle  
1423 Schwankungen der Refraktivindices insbesondere von kristalliner Linse und Hornhaut, sowie  
1424 Tilt und Dezentrierung der Intraokularlinse. Die sphärische Aberration von Linse und  
1425 Hornhaut kann nur über Raytracing Methoden berücksichtigt werden. Der Einsatz von der  
1426 neueren Generation an multivariablen Linsenberechnungsformeln zeigt sich fast durchwegs  
1427 vorteilhaft gegenüber dem Einsatz von klassischen Formeln, selbst wenn diese nach  
1428 Untergruppe spezifisch ausgesucht werden. Der Einsatz der K6, EVO 2.0 Formel als  
1429 Universalformel für alle IOLs und alle AL kann empfohlen werden, es zeigen sich gute  
1430 Ergebnisse, sowohl für die Vivinex IOL, als auch AAB00, ZCB00 und SN60WF IOLs. Die  
1431 EVO 2.0 Formel sollte bei kurzen Augen im Falle der ZCB00 mit der IOL Model Option  
1432 „Standard“ verwendet werden, anstelle von „Tecnis“. Sonst auch mit gutem Ergebnis  
1433 schneidet PEARL-DGS in Verbindung mit der SN60WF und ZCB00 Plattform bei langen  
1434 Augen tendenziell ein wenig schlechter ab, als in a Verbindung mit den anderen IOL  
1435 Plattformen. Die Barrett Formel zeigt wie in der Literatur ein schlechteres Abschneiden bei  
1436 kurzen Augen als bei normallangen und langen Augen – für kurze Augen sollte diese Formel  
1437 nicht verwendet werden.

1438

1439

1440 **Interessenkonflikte und Anmerkungen**

1441

1442 Ich erkläre hiermit bezahlte Vorträge für die Firmen Carl-Zeiss-Meditec AG, Rayner Surgical,

1443 Alcon und Johnson & Johnson Vision gehalten zu haben. Es entstanden oder entstehen für

1444 mich durch das Schreiben dieser Arbeit keine Bezahlungen oder Vorteile jedweder Art.

1445 Ebenso gab es keine finanzielle Unterstützung für die wissenschaftliche Analyse,

1446 Autorenschaft und/oder Publikation dieser Arbeit.

1447 Teile dieser Arbeit wurden nach Rücksprache mit beiden Betreuern vor Abgabe der fertigen

1448 Arbeit in Form von zwei Übersichtsarbeiten bereits in der Zeitschrift „Klinische Monatsblätter

1449 für Augenheilkunde“ veröffentlicht.<sup>89,90</sup>

1450

1451

1453 **Referenzen**

- 1454 1. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical  
1455 data. American Intra-Ocular Implant Society Journal 1980;6(3):263-267.
- 1456 2. Langenbucher A, Szentmáry N, Wendelstein J, Hoffmann P. Artificial Intelligence,  
1457 Machine Learning and Calculation of Intraocular Lens Power. Klin Monbl Augenheilkd  
1458 2020.
- 1459 3. Gullstrand A. Anhang zu Teil 1, 3rd ed. Hamburg: Voss, 1909, 3rd ed. von Helmholtz H.  
1460 Physiologische Optik; 1.
- 1461 4. Atchison DA. Age-related paraxial schematic emmetropic eyes. Ophthalmic &  
1462 physiological optics : the journal of the British College of Ophthalmic Opticians  
1463 (Optometrists) 2009;29(1):58-64.
- 1464 5. Navarro R, Santamaría J, Bescós J. Accommodation-dependent model of the human eye  
1465 with aspherics. Journal of the Optical Society of America. A, Optics and image science  
1466 1985;2(8):1273-1281.
- 1467 6. Liou HL, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling.  
1468 Journal of the Optical Society of America. A, Optics, image science, and vision  
1469 1997;14(8):1684-1695.
- 1470 7. Fedorov SN, Kolinko AI. Estimation of optical power of the intraocular lens. Vestnik  
1471 oftalmologii 1967;80(4):27-31.
- 1472 8. Gernet H, Ostholt H, Werner H. Die präoperative Berechnung intraocularer Binkhorst-  
1473 Linsen. 122 Versammlung des Vereins Rheinisch-Westfälischer Augenärzte. 1970:54-55.
- 1474 9. Drexler W, Findl O, Menapace R, et al. Partial coherence interferometry: a novel  
1475 approach to biometry in cataract surgery. American journal of ophthalmology  
1476 1998;126(4):524-534.
- 1477 10. Wendelstein JA, Reifeltshammer SA, Cooke DL, et al. The 10000 eyes study: Analysis of  
1478 Keratometry, Abulafia-Koch-Regression, and Biometric Eye Parameters Obtained with  
1479 Swept Source OCT. American journal of ophthalmology 2022.
- 1480 11. Norrby SN, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane  
1481 concept. Journal of Cataract & Refractive Surgery 1997;23(2):254-259.
- 1482 12. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. Journal of cataract and  
1483 refractive surgery 2008;34(3):368-376.
- 1484 13. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry  
1485 and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis.  
1486 Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes  
1487 Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie 2000;238(9):765-773.
- 1488 14. Faria-Ribeiro M, Lopes-Ferreira D, López-Gil N, Jorge J, González-Méijome JM. Errors  
1489 associated with IOLMaster biometry as a function of internal ocular dimensions. Journal  
1490 of Optometry 2014;7(2):75-78.
- 1491 15. Cooke DL, Cooke TL, Suheimat M, Atchison DA. Standardizing sum-of-segments axial  
1492 length using refractive index models. Biomedical Optics Express 2020;11(10):5860-5870.
- 1493 16. Cooke DL, Cooke TL. Approximating sum-of-segments axial length from a traditional  
1494 optical low-coherence reflectometry measurement. Journal of Cataract & Refractive  
1495 Surgery 2019;45(3):351-354.
- 1496 17. Cooke DL, Cooke TL. A comparison of two methods to calculate axial length. Journal of  
1497 cataract and refractive surgery 2019;45(3):284-292.

- 1498 18. Cooke DL, Cooke TL, Atchison DA. Effect of cataract-induced refractive change on  
1499 intraocular lens power formula predictions. *Biomedical Optics Express* 2021;12(5):2550-  
1500 2556.
- 1501 19. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Surgically Induced Astigmatism after  
1502 Cataract Surgery - A Vector Analysis. *Current eye research* 2022:1-9.
- 1503 20. Grunstein LL, Miller KM. Astigmatism management at the time of cataract surgery. *Expert*  
1504 *Review of Ophthalmology* 2011;6(3):297-305.
- 1505 21. Rainer G, Menapace R, Vass C, Annen D, Findl O, Schmetterer K. Corneal shape  
1506 changes after temporal and superolateral 3.0 mm clear corneal incisions. *Journal of*  
1507 *Cataract & Refractive Surgery* 1999;25(8):1121-1126.
- 1508 22. Grein H-J, Schmidt O, Ritsche A. Reproducibility of subjective refraction measurement.  
1509 *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen Gesellschaft*  
1510 2014;111(11):1057-1064.
- 1511 23. Garzón N, Poyales F, García-Montero M, Vega F, Millán MS, Albarrán-Diego C. Impact of  
1512 Lens Material on Objective Refraction in Eyes with Trifocal Diffractive Intraocular Lenses.  
1513 *Current eye research* 2022;47(1):51-61.
- 1514 24. Ota Y, Minami K, Oki S, et al. Subjective and objective refractions in eyes with extended-  
1515 depth-of-focus intraocular lenses using echelette optics: clinical and experimental study.  
1516 *Acta ophthalmologica* 2021;99(6):e837-e843.
- 1517 25. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula  
1518 constant optimization and partial coherence interferometry biometry: Refractive outcomes  
1519 in 8108 eyes after cataract surgery. *Journal of cataract and refractive surgery*  
1520 2011;37(1):50-62.
- 1521 26. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W, et al. Protocols for studies of intraocular lens formula  
1522 accuracy. *American journal of ophthalmology* 2015;160(3):403-405.e1.
- 1523 27. Wang L, Koch DD, Hill W, Abulafia A. Pursuing perfection in intraocular lens calculations:  
1524 III. Criteria for analyzing outcomes. *Journal of cataract and refractive surgery*  
1525 2017;43(8):999-1002.
- 1526 28. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. IOL formula constants - strategies for  
1527 optimization and defining standards for presenting data. *ORE* 2021.
- 1528 29. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Strategies for  
1529 formula constant optimisation for intraocular lens power calculation. *PLoS ONE*  
1530 2022;17(5):e0267352.
- 1531 30. Langenbacher A, Schwemm M, Eppig T, Schröder S, Cayless A, Szentmáry N. Optimal  
1532 Dataset Sizes for Constant Optimization in Published Theoretical Optical Formulae.  
1533 *Current eye research* 2021.
- 1534 31. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A. Calculation of the optical power of intraocular lenses.  
1535 *Investigative ophthalmology* 1975;14(8):625-628.
- 1536 32. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC. Comparison of the SRK II™ formula and other second  
1537 generation formulas. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 1988;14(2):136-141.
- 1538 33. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant  
1539 power calculation formula. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 1990;16(3):333-340.
- 1540 34. Holladay JT, Musgrove KH, Prager TC, Lewis JW, Chandler TY, Ruiz RS. A three-part  
1541 system for refining intraocular lens power calculations. *Journal of Cataract & Refractive*  
1542 *Surgery* 1988;14(1):17-24.
- 1543 35. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: A comparison of theoretic and regression formulas.  
1544 *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 1993;19(6):700-712.

- 1545 36. Zuberbuhler B, Morrell AJ. Errata in printed Hoffer Q formula. *Journal of Cataract &*  
1546 *Refractive Surgery* 2007;33(1):2; author reply 2-3.
- 1547 37. Barrett GD. An improved universal theoretical formula for intraocular lens power  
1548 prediction. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 1993;19(6):713-720.
- 1549 38. Olsen T, Hoffmann P. C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens  
1550 power calculation. *Journal of cataract and refractive surgery* 2014;40(5):764-773.
- 1551 39. Wendelstein J, Hoffmann P, Hirschschall N, et al. Project hyperopic power prediction:  
1552 accuracy of 13 different concepts for intraocular lens calculation in short eyes. *Br J*  
1553 *Ophthalmol* 2021;bjophthalmol-2020-318272.
- 1554 40. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Considerations on the Castrop formula  
1555 for calculation of intraocular lens power. *PLoS ONE* 2021;16(6):e0252102.
- 1556 41. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1557 The Castrop formula for calculation of toric intraocular lenses. *Graefe's archive for clinical*  
1558 *and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und*  
1559 *experimentelle Ophthalmologie* 2021.
- 1560 42. Gatinel D, Debellemanière G, Saad A, Dubois M, Rampat R. Determining the Theoretical  
1561 Effective Lens Position of Thick Intraocular Lenses for Machine Learning-Based IOL  
1562 Power Calculation and Simulation. *Translational vision science & technology*  
1563 2021;10(4):27.
- 1564 43. Debellemanière G, Dubois M, Gauvin M, et al. The PEARL-DGS Formula: The  
1565 Development of an Open-source Machine Learning-based Thick IOL Calculation  
1566 Formula. *American journal of ophthalmology* 2021;232:58-69.
- 1567 44. Jabbour J, Irwig L, Macaskill P, Hennessy MP. Intraocular lens power in bilateral cataract  
1568 surgery: whether adjusting for error of predicted refraction in the first eye improves  
1569 prediction in the second eye. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2006;32(12):2091-  
1570 2097.
- 1571 45. Olsen T. Use of fellow eye data in the calculation of intraocular lens power for the second  
1572 eye. *Ophthalmology* 2011;118(9):1710-1715.
- 1573 46. Jivrajka RV, Shammas MC, Shammas HJ. Improving the second-eye refractive error in  
1574 patients undergoing bilateral sequential cataract surgery. *Ophthalmology*  
1575 2012;119(6):1097-1101.
- 1576 47. Covert DJ, Henry CR, Koenig SB. Intraocular lens power selection in the second eye of  
1577 patients undergoing bilateral, sequential cataract extraction. *Ophthalmology*  
1578 2010;117(1):49-54.
- 1579 48. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. First eye prediction error  
1580 improves second eye refractive outcome results in 2129 patients after bilateral sequential  
1581 cataract surgery. *Ophthalmology* 2011;118(9):1701-1709.
- 1582 49. Gorodezky L, Mazinani BA, Plange N, Walter P, Wenzel M, Roessler G. Influence of the  
1583 prediction error of the first eye undergoing cataract surgery on the refractive outcome of  
1584 the fellow eye. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* 2014;8:2177-2181.
- 1585 50. Choi Y, Eom Y, Song JS, Kim HM. Influence of corneal power on intraocular lens power  
1586 of the second eye in the SRK/T formula in bilateral cataract surgery. *BMC ophthalmology*  
1587 2017;17(1):261.
- 1588 51. Turnbull AMJ, Barrett GD. Using the first-eye prediction error in cataract surgery to refine  
1589 the refractive outcome of the second eye. *Journal of cataract and refractive surgery*  
1590 2019;45(9):1239-1245.

- 1591 52. Mao Y, Li J, Xu Y, Qin Y, Liu L, Wu M. Refractive outcomes of second-eye adjustment  
1592 methods on intraocular lens power calculation in second eye. *Clinical & experimental*  
1593 *ophthalmology* 2021;49(9):1009-1017.
- 1594 53. Wendelstein JA, Reifeltshammer SA, Hoffmann PC, et al. Project Hyperopic Power  
1595 Prediction II: The Effects of Second Eye Refinement Methods on Prediction Error in  
1596 Hyperopic Eyes. *Current eye research* 2022:1-10.
- 1597 54. Savini G, Hoffer KJ. Intraocular lens power calculation in eyes with previous corneal  
1598 refractive surgery. *Eye and Vision* 2018;5:18.
- 1599 55. Wang L, Koch DD. Intraocular Lens Power Calculations in Eyes with Previous Corneal  
1600 Refractive Surgery: Review and Expert Opinion. *Ophthalmology* 2021;128(11):e121-  
1601 e131.
- 1602 56. Wang L, Tang M, Huang D, Weikert MP, Koch DD. Comparison of Newer Intraocular  
1603 Lens Power Calculation Methods for Eyes after Corneal Refractive Surgery.  
1604 *Ophthalmology* 2015;122(12):2443-2449.
- 1605 57. Liu Y, Wang Y, Wang Z, Zuo T. Effects of error in radius of curvature on the corneal  
1606 power measurement before and after laser refractive surgery for myopia. *Ophthalmic*  
1607 *Physiol Opt* 2012;32(4):355-361.
- 1608 58. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double-K  
1609 method. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2003;29(11):2063-2068.
- 1610 59. Wang L, Spektor T, Souza RG de, Koch DD. Evaluation of total keratometry and its  
1611 accuracy for intraocular lens power calculation in eyes after corneal refractive surgery.  
1612 *Journal of cataract and refractive surgery* 2019;45(10):1416-1421.
- 1613 60. Lupardi E, Taroni L, Hoffer KJ, Schiano-Lomoriello D, Savini G. Comparison of Corneal  
1614 Power Calculation by Standard Keratometry and Total Keratometry in Eyes With Previous  
1615 Myopic FS-LASIK. *J Refract Surg* 2021;37(12):848-852.
- 1616 61. Yeo TK, Heng WJ, Pek D, Wong J, Fam HB. Accuracy of intraocular lens formulas using  
1617 total keratometry in eyes with previous myopic laser refractive surgery. *Eye (London,*  
1618 *England)* 2021;35(6):1705-1711.
- 1619 62. Lawless M, Jiang JY, Hodge C, Sutton G, Roberts TV, Barrett G. Total keratometry in  
1620 intraocular lens power calculations in eyes with previous laser refractive surgery. *Clinical*  
1621 *& experimental ophthalmology* 2020;48(6):749-756.
- 1622 63. Gjerdrum B, Gundersen KG, Lundmark PO, Aakre BM. Refractive Precision of Ray  
1623 Tracing IOL Calculations Based on OCT Data versus Traditional IOL Calculation  
1624 Formulas Based on Reflectometry in Patients with a History of Laser Vision Correction for  
1625 Myopia. *Clinical Ophthalmology (Auckland, N.Z.)* 2021;15:845-857.
- 1626 64. Kane JX, Melles RB. Intraocular lens formula comparison in axial hyperopia with a high-  
1627 power intraocular lens of 30 or more diopters. *Journal of cataract and refractive surgery*  
1628 2020;46(9):1236-1239.
- 1629 65. Connell BJ, Kane JX. Comparison of the Kane formula with existing formulas for  
1630 intraocular lens power selection. *BMJ Open Ophthalmology* 2019;4(1).
- 1631 66. Langenbacher A, Szentmáry N, Weisensee J, et al. Prediction model for best focus,  
1632 power, and spherical aberration of the cornea – Raytracing on a large dataset of OCT  
1633 data.
- 1634 67. Darcy K, Gunn D, Tavassoli S, Sparrow J, Kane JX. Assessment of the accuracy of new  
1635 and updated intraocular lens power calculation formulas in 10 930 eyes from the UK  
1636 National Health Service. *Journal of cataract and refractive surgery* 2020;46(1):2-7.

- 1637 68. Saiki M, Negishi K, Kato N, Torii H, Dogru M, Tsubota K. Ray tracing software for  
1638 intraocular lens power calculation after corneal excimer laser surgery. Japanese journal  
1639 of ophthalmology 2014;58(3):276-281.
- 1640 69. Canovas C, van der Mooren M, Rosén R, et al. Effect of the equivalent refractive index on  
1641 intraocular lens power prediction with ray tracing after myopic laser in situ keratomileusis.  
1642 Journal of cataract and refractive surgery 2015;41(5):1030-1037.
- 1643 70. Rabsilber TM, Reuland AJ, Holzer MP, Auffarth GU. Intraocular lens power calculation  
1644 using ray tracing following excimer laser surgery. Eye (London, England) 2007;21(6):697-  
1645 701.
- 1646 71. Menon PR, Shekhar M, Sankarananthan R, Agarwal N, Dhanya CA, Wijesinghe HK.  
1647 Comparative analysis of predictability and accuracy of American Society of Cataract and  
1648 Refractive Surgery online calculator with Haigis-L formula in post-myopic laser-assisted  
1649 in-situ keratomileusis refractive surgery eyes. Indian journal of ophthalmology  
1650 2020;68(12):2985-2989.
- 1651 72. Vrijman V, Abulafia A, van der Linden JW, van der Meulen IJE, Mourits MP, Lapid-  
1652 Gortzak R. ASCRS calculator formula accuracy in multifocal intraocular lens implantation  
1653 in hyperopic corneal refractive laser surgery eyes. Journal of cataract and refractive  
1654 surgery 2019;45(5):582-586.
- 1655 73. Vrijman V, Abulafia A, van der Linden JW, van der Meulen IJE, Mourits MP, Lapid-  
1656 Gortzak R. Evaluation of Different IOL Calculation Formulas of the ASCRS Calculator in  
1657 Eyes After Corneal Refractive Laser Surgery for Myopia With Multifocal IOL Implantation.  
1658 J Refract Surg 2019;35(1):54-59.
- 1659 74. Abulafia A, Hill WE, Koch DD, Wang L, Barrett GD. Accuracy of the Barrett True-K  
1660 formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or  
1661 photorefractive keratectomy for myopia. Journal of cataract and refractive surgery  
1662 2016;42(3):363-369.
- 1663 75. Patel P, Ashena Z, Vasavada V, et al. Comparison of intraocular lens calculation methods  
1664 after myopic laser-assisted in situ keratomileusis and radial keratotomy without prior  
1665 refractive data. Br J Ophthalmol 2022;106(1):47-53.
- 1666 76. Ferguson TJ, Downes RA, Randleman JB. IOL Power Calculations after LASIK or PRK:  
1667 Barrett True-K Biometer Only Calculation Strategy Yields Equivalent Outcomes as a  
1668 Multiple Formula Approach. Journal of cataract and refractive surgery 2022.
- 1669 77. Pantanelli SM, Lin CC, Al-Mohtaseb Z, et al. Intraocular Lens Power Calculation in Eyes  
1670 with Previous Excimer Laser Surgery for Myopia: A Report by the American Academy of  
1671 Ophthalmology. Ophthalmology 2021;128(5):781-792.
- 1672 78. Masket S, Masket SE. Simple regression formula for intraocular lens power adjustment in  
1673 eyes requiring cataract surgery after excimer laser photoablation. Journal of Cataract &  
1674 Refractive Surgery 2006;32(3):430-434.
- 1675 79. Chen X, Yuan F, Wu L. Metaanalysis of intraocular lens power calculation after laser  
1676 refractive surgery in myopic eyes. Journal of cataract and refractive surgery  
1677 2016;42(1):163-170.
- 1678 80. Potvin R, Hill W. New algorithm for intraocular lens power calculations after myopic laser  
1679 in situ keratomileusis based on rotating Scheimpflug camera data. Journal of cataract and  
1680 refractive surgery 2015;41(2):339-347.
- 1681 81. Holladay JT, Wilcox RR, Koch DD, Wang L. Review and recommendations for univariate  
1682 statistical analysis of spherical equivalent prediction error for IOL power calculations.  
1683 Journal of cataract and refractive surgery 2021;47(1):65-77.



- 1684 82. Röggl V, Langenbucher A, Leydolt C, et al. Accuracy of common IOL power formulas in  
1685 611 eyes based on axial length and corneal power ranges. *The British journal of*  
1686 *ophthalmology* 2020.
- 1687 83. Kim JW, Eom Y, Yoon EG, et al. Algorithmic intraocular lens power calculation formula  
1688 selection by keratometry, anterior chamber depth and axial length. *Acta ophthalmologica*  
1689 2022;100(3):e701-e709.
- 1690 84. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Bootstrap Outlier  
1691 Identification in Clinical Datasets for Lens Power Formula Constant Optimization. *Current*  
1692 *eye research* 2023:1-7.
- 1693 85. Kane JX, van Heerden A, Atik A, Petsoglou C. Intraocular lens power formula accuracy:  
1694 Comparison of 7 formulas. *Journal of cataract and refractive surgery* 2016;42(10):1490-  
1695 1500.
- 1696 86. Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of Intraocular Lens Calculation Formulas.  
1697 *Ophthalmology* 2018;125(2):169-178.
- 1698 87. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ. Update on Intraocular Lens Calculation  
1699 Formulas. *Ophthalmology* 2019;126(9):1334-1335.
- 1700 88. Hipólito-Fernandes D, Elisa Luís M, Gil P, et al. VRF-G, a New Intraocular Lens Power  
1701 Calculation Formula: A 13-Formulas Comparison Study. *Clinical Ophthalmology*  
1702 (Auckland, N.Z.) 2020;14:4395-4402.
- 1703 89. Wendelstein J, Heath M, Riaz KM, et al. Biometrie und Intraokularlinsenberechnung bei  
1704 Augen mit vorheriger refraktiver Laserkorrektur – eine Übersichtsarbeit. *Klin Monbl*  
1705 *Augenheilkd* 2022;239(8):971-981.
- 1706 90. Wendelstein J, Kohnen T, Casazza M, et al. Update Biometrie und Linsenberechnung –  
1707 ein Review zu Grundlagen und neuen Entwicklungen. *Klin Monbl Augenheilkd*  
1708 2022;239(8):960-970.
- 1709

1710

## 7. Publikationen

1711

- 1712 1. Langenbacher A, Hoffmann P, Cayless A, Bolz M, Wendelstein J, Szentmáry N. Impact of  
1713 uncertainties in biometric parameters on intraocular lens power formula predicted  
1714 refraction using a Monte-Carlo simulation. *Acta ophthalmologica* 2023.
- 1715 2. Santhiago MR, Dutra BAL, Morgado CR, et al. Therapeutic visual rehabilitation in a  
1716 patient with high hyperopia and flat cornea years after radial keratotomy. *Journal of*  
1717 *cataract and refractive surgery* 2023;49(6):649-653.
- 1718 3. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Bootstrapping of Corneal Optical  
1719 Coherence Tomography Data to Investigate Conic Fit Robustness. *Journal of clinical*  
1720 *medicine* 2023;12(10).
- 1721 4. Langenbacher A, Schrecker J, Cayless A, Hoffmann P, Wendelstein J, Szentmáry N.  
1722 Calculation of Equivalent and Toric Power in AddOn Lenses Based on a Monte Carlo  
1723 Simulation. *ORE* 2022;65(3):300-309.
- 1724 5. Fischinger I, Reifeltshammer SA, Seiler TG, et al. Analysis of Biomechanical Response  
1725 After Corneal Crosslinking with Different Fluence Levels in Porcine Corneas. *Current eye*  
1726 *research* 2023:1-5.
- 1727 6. Wendelstein JA, Rothbacher J, Heath M, et al. Influence and Predictive Value of Optional  
1728 Parameters in New-generation IOL Formulae. *Journal of cataract and refractive surgery*  
1729 2023.
- 1730 7. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Monte-Carlo simulation of a thick lens  
1731 IOL power calculation. *Acta ophthalmologica* 2023.
- 1732 8. Riaz KM, Cooke DL, Wendelstein JA. Determining the type of previous laser vision  
1733 correction using keratometry measurements obtained from an SS-OCT biometer. *Journal*  
1734 *of cataract and refractive surgery* 2023;49(4):438-439.
- 1735 9. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Particle swarm  
1736 optimisation strategies for IOL formula constant optimisation. *Acta ophthalmologica* 2023.
- 1737 10. Mendes Baiao T, Wendelstein J, Seiler TG. Comparison of Corneal Thickness  
1738 Measurements After Customized Corneal Crosslinking Using High-Resolution Optical  
1739 Coherence Tomography and Scheimpflug Tomography. *Cornea* 2023.
- 1740 11. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Formula constant  
1741 optimisation techniques including variation of keratometer or corneal refractive index and  
1742 consideration for classical and modern IOL formulae. *PLoS ONE* 2023;18(2):e0282213.
- 1743 12. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Preconditioning  
1744 of clinical data for intraocular lens formula constant optimisation using Random Forest  
1745 Quantile Regression Trees. *Zeitschrift fur medizinische Physik* 2023.
- 1746 13. Khan A, Rangu N, Murphy DA, et al. Standard vs total keratometry for intraocular lens  
1747 power calculation in cataract surgery combined with DMEK. *Journal of cataract and*  
1748 *refractive surgery* 2023;49(3):239-245.
- 1749 14. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Bootstrap Outlier  
1750 Identification in Clinical Datasets for Lens Power Formula Constant Optimization. *Current*  
1751 *eye research* 2023:1-7.
- 1752 15. Langenbacher A, Hoffmann P, Cayless A, et al. Considerations of a thick lens formula for  
1753 intraocular lens power calculation. *Zeitschrift fur medizinische Physik* 2022.
- 1754 16. Cooke DL, Riaz KM, Murphy DA, et al. The CRW1 Index: Identification of Eyes with  
1755 Previous Myopic Laser Vision Correction Using Only a Swept-Source OCT Biometer.  
1756 *American journal of ophthalmology* 2022;247:79-87.
- 1757 17. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Comparison of 2  
1758 modern swept-source optical biometers-IOLMaster 700 and Anterior. *Graefe's archive for*

- 1759 clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und  
1760 experimentelle Ophthalmologie 2022.
- 1761 18. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Evaluating  
1762 intraocular lens power formula constant robustness using bootstrap algorithms. Acta  
1763 ophthalmologica 2023;101(3):e264-e274.
- 1764 19. Wendelstein JA, Hinterberger S, Hoffmann PC, et al. Evaluation of Phakic IOL Power  
1765 Calculation Using the New LHC Formula and Comparison with Four Conventional  
1766 Methods. Journal of cataract and refractive surgery 2022.
- 1767 20. Wendelstein JA, Reifeltshammer SA, Cooke DL, et al. The 10000 eyes study: Analysis of  
1768 Keratometry, Abulafia-Koch-Regression, and Biometric Eye Parameters Obtained with  
1769 Swept Source OCT. American journal of ophthalmology 2022.
- 1770 21. Wendelstein J, Heath M, Riaz KM, et al. Biometrie und Intraokularlinsenberechnung bei  
1771 Augen mit vorheriger refraktiver Laserkorrektur – eine Übersichtsarbeit. Klin Monbl  
1772 Augenheilkd 2022;239(8):971-981.
- 1773 22. Wendelstein J, Kohnen T, Casazza M, et al. Update Biometrie und Linsenberechnung –  
1774 ein Review zu Grundlagen und neuen Entwicklungen. Klin Monbl Augenheilkd  
1775 2022;239(8):960-970.
- 1776 23. Fuchs B, Wendelstein J, Mariacher S, Tetz K, Bolz M, Fischinger I. Late onset of a  
1777 persistent, deep stromal and endothelial scarring after corneal collagen crosslinking for  
1778 keratoconus: A case report. European journal of ophthalmology 2022;32(6):3195-3200.
- 1779 24. Langenbucher A, Hoffmann P, Cayless A, Wendelstein J, Bolz M, Szentmáry N.  
1780 Meridional ocular magnification after cataract surgery with toric and non-toric intraocular  
1781 lenses. Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology = Albrecht von  
1782 Graefes Archiv fur klinische und experimentelle Ophthalmologie 2022;260(12):3869-  
1783 3882.
- 1784 25. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Similarity of eyes in a cataractous  
1785 population-How reliable is the biometry of the fellow eye for lens power calculation? PLoS  
1786 ONE 2022;17(6):e0269709.
- 1787 26. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Prediction of  
1788 ocular magnification and aniseikonia after cataract surgery. Acta ophthalmologica  
1789 2022;100(8):e1675-e1684.
- 1790 27. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Translation model for anterior segment  
1791 tomographic data to corneal spherical aberration derived from a Monte-Carlo simulation  
1792 based on raytracing. Acta ophthalmologica 2022;100(8):e1665-e1674.
- 1793 28. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Strategies for  
1794 formula constant optimisation for intraocular lens power calculation. PLoS ONE  
1795 2022;17(5):e0267352.
- 1796 29. Wendelstein JA, Reifeltshammer SA, Hoffmann PC, et al. Project Hyperopic Power  
1797 Prediction II: The Effects of Second Eye Refinement Methods on Prediction Error in  
1798 Hyperopic Eyes. Current eye research 2022:1-10.
- 1799 30. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Surgically Induced Astigmatism after  
1800 Cataract Surgery - A Vector Analysis. Current eye research 2022:1-9.
- 1801 31. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1802 Translation model for CW chord to angle Alpha derived from a Monte-Carlo simulation  
1803 based on raytracing. PLoS ONE 2022;17(5):e0267028.
- 1804 32. Langenbucher A, Szentmáry N, Cayless A, Wendelstein J, Hoffmann P. Prediction of the  
1805 axial lens position after cataract surgery using deep learning algorithms and multilinear  
1806 regression. Acta ophthalmologica 2022;100(7):e1378-e1384.
- 1807 33. Wendelstein J, Fuchs B, Reffken A, Bolz M, Erb C. The Influence of Coronary Heart  
1808 Disease on Retinal Electrophysiological Examination (Full-field, Pattern and Multifocal  
1809 Electroretinograms). Current eye research 2022;47(4):606-613.

- 1810 34. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1811 Prediction of CW chord as a measure for the eye's orientation axis after cataract surgery  
1812 from preoperative IOLMaster 700 measurement data. *Acta ophthalmologica*  
1813 2022;100(6):e1232-e1239.
- 1814 35. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1815 Prediction of corneal back surface power - Deep learning algorithm versus multivariate  
1816 regression. *Ophthalmic Physiol Opt* 2022;42(1):185-194.
- 1817 36. Langenbacher A, Cayless A, Szentmáry N, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1818 Prediction of total corneal power from measured anterior corneal power on the IOLMaster  
1819 700 using a feedforward shallow neural network. *Acta ophthalmologica* 2021.
- 1820 37. Fischinger I, Seiler TG, Wendelstein J, Tetz K, Fuchs B, Bolz M. Biomechanical  
1821 Response After Corneal Cross-linking With Riboflavin Dissolved in Dextran Solution  
1822 Versus Hydroxypropyl Methylcellulose. *Journal of refractive surgery (Thorofare, N.J. :*  
1823 1995) 2021;37(9):631-635.
- 1824 38. Wendelstein JA, Hoffmann PC, Schwarzenbacher L, et al. Lasting Effects: Seven Year  
1825 Results of the Castrop Nomogram for Femtosecond Laser-Assisted Paired Corneal  
1826 Arcuate Incisions. *Current eye research* 2022;47(2):225-232.
- 1827 39. Langenbacher A, Eppig T, Cayless A, et al. Simulation of Corneal imaging properties for  
1828 near objects. *Ophthalmic Physiol Opt* 2021;41(5):1152-1160.
- 1829 40. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, Weisensee J, Wendelstein J, Hoffmann P.  
1830 The Castrop formula for calculation of toric intraocular lenses. *Graefe's archive for clinical*  
1831 *and experimental ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und*  
1832 *experimentelle Ophthalmologie* 2021.
- 1833 41. Wendelstein J, Laubichler P, Fischinger I, et al. Rotational Stability, Tilt and Decentration  
1834 of a New IOL with a 7.0 mm Optic. *Current eye research* 2021;46(11):1673-1680.
- 1835 42. Langenbacher A, Szentmáry N, Cayless A, et al. Considerations on the Castrop formula  
1836 for calculation of intraocular lens power. *PLoS ONE* 2021;16(6):e0252102.
- 1837 43. Wendelstein J, Fuchs B, Schlittgen S, et al. Influence of ACPA-positive rheumatoid  
1838 arthritis on visual field testing in patients with arterial hypertension: A comparative cross-  
1839 sectional study. *Ophthalmic Physiol Opt* 2021;41(4):941-948.
- 1840 44. Langenbacher A, Hoffmann P, Wendelstein J, Szentmáry N. Einfaches Verfahren zur  
1841 Abschätzung des postoperativen Abbildungsmaßstabs und der Aniseikonie bei der  
1842 Kataraktoperation. *Der Ophthalmologe : Zeitschrift der Deutschen Ophthalmologischen*  
1843 *Gesellschaft* 2022;119(Suppl 1):56-63.
- 1844 45. Wendelstein J, Holzbauer M, Neubauer M, Steiner G, Gruber F, Schneider W. Matched  
1845 retrospective analysis of three different fixation devices for chevron osteotomy. *Foot*  
1846 *(Edinburgh, Scotland)* 2021;47:101779.
- 1847 46. Wendelstein JA, Hoffmann PC, Mariacher S, et al. Precision and refractive predictability  
1848 of a new nomogram for femtosecond laser-assisted corneal arcuate incisions. *Acta*  
1849 *ophthalmologica* 2021;99(8):e1297-e1306.
- 1850 47. Langenbacher A, Szentmáry N, Weisensee J, et al. Prediction model for best focus,  
1851 power, and spherical aberration of the cornea – Raytracing on a large dataset of OCT  
1852 data. in press 2020.
- 1853 48. Wendelstein J, Hoffmann P, Hirschall N, et al. Project hyperopic power prediction:  
1854 accuracy of 13 different concepts for intraocular lens calculation in short eyes. *Br J*  
1855 *Ophthalmol* 2022;106(6):795-801.
- 1856 49. Fischinger IR, Wendelstein J, Tetz K, Bolz M, Tetz MR. Toric phakic IOLs in keratoconus-  
1857 evaluation of preoperative parameters on the outcome of phakic anterior chamber lens  
1858 implantation in patients with keratoconus. *Graefe's archive for clinical and experimental*  
1859 *ophthalmology = Albrecht von Graefes Archiv fur klinische und experimentelle*  
1860 *Ophthalmologie* 2021;259(6):1643-1649.

- 1861 50. Langenbacher A, Szentmáry N, Wendelstein J, Hoffmann P. Artificial Intelligence,  
1862 Machine Learning and Calculation of Intraocular Lens Power. *Klin Monbl Augenheilkd*  
1863 2020.
- 1864 51. Mursch-Edlmayr AS, Pomberger LJ, Hermann P, et al. Prospective comparison of apex-  
1865 centered vs standard pupil-centered femtosecond laser-assisted capsulotomy in cataract  
1866 surgery. *Journal of cataract and refractive surgery* 2021;47(5):606-611.
- 1867 52. Mursch-Edlmayr AS, Pickl L, Calzetti G, et al. Comparison of Neurovascular Coupling  
1868 between Normal Tension Glaucoma Patients and Healthy Individuals with Laser Speckle  
1869 Flowgraphy. *Current eye research* 2020;45(11):1438-1442.
- 1870 53. Mariacher S, Laubichler P, Mariacher M, Wendelstein J, Fischinger I, Bolz M. Impact of  
1871 baseline IOP, vacuum, and different docking mechanisms, and their interaction on IOP  
1872 rise in femtosecond laser-assisted refractive and cataract surgery. *Journal of cataract and*  
1873 *refractive surgery* 2019;45(12):1818-1825.
- 1874 54. Fischinger I, Wendelstein J, Bolz M, Tetz M. Calzone-Like Traumatic Flap Dislocation  
1875 Four Years after Laser in situ Keratomileusis. *Case reports in ophthalmology*  
1876 2019;10(2):281-286.
- 1877 55. Mariacher S, Laubichler P, Wendelstein J, Mariacher M, Bolz M. Preoperative intraocular  
1878 pressure as a strong predictive factor for intraocular pressure rise during vacuum  
1879 application in femtosecond laser-assisted cataract surgery. *Acta ophthalmologica*  
1880 2019;97(8):e1123-e1129.
- 1881 56. Wendelstein JA, Goger P, Bock P, Schuh R, Doz P, Trnka H-J. Bioabsorbable Fixation  
1882 Screw for Proximal Interphalangeal Arthrodesis of Lesser Toe Deformities. *Foot & ankle*  
1883 *international* 2017;38(9):1020-1025.
- 1884  
1885  
1886

## 1887 **8. Danksagung**

1888 An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser  
1889 Arbeit tatkräftig unterstützt haben:

1890 An erster Stelle zu nennen ist Prof. Achim Langenbacher, dem ich für die Möglichkeit und  
1891 freundliche Unterstützung bei dieser Arbeit danke. Es ist für mich eine große Ehre schon  
1892 während meiner Assistenzarztzeit mit den Größen der Katarakt- und Refraktivchirurgie,  
1893 Biometrie und Kunstlinsenberechnung in solch einen kollegialen und freundschaftlichen  
1894 Austausch und Diskurs zu kommen – ein Geschehnis von dem ich nicht nur fachlich sehr  
1895 stark profitiere.

1896 Ganz klar hervorzuheben ist mein Dank an Dr. Peter Hoffmann. Angefangen mit einem  
1897 kleinen Gespräch bei einer Fortbildung hat eine anschließende Hospitation zu einer amikalen  
1898 Zusammenarbeit geführt. Ich bin sehr froh und stolz nicht nur einen ophthalmologischen und  
1899 refraktiven Mentor gefunden zu haben, sondern auch einen guten Freund, der sich  
1900 lustigerweise in scheinbar jedem (auch nichtmedizinischen) Fachgebiet auskennt wie kein  
1901 Zweiter.

1902 Ein großer Dank geht an David L. Cooke für ausufernde Diskussionen über Intraokularlinsen  
1903 und deren Vermessung und dadurch zahlreiche Ideen für diese Arbeit. Ebenso geht mein  
1904 Dank an Kamran M. Riaz für die tolle Zusammenarbeit und das Bereitstellen der Datensätze  
1905 für diese Arbeit. Auch Prof. Ekkehard Fabian sei gedankt für das Bereitstellen des  
1906 Datensatzes.

1907 Weiterhin danke ich Dr. Isaak Fischinger, mit dem ich Stück für Stück in die refraktive  
1908 Forschung hineingestolpert bin. Die gemeinsamen Schritte haben immer viel Spaß gemacht  
1909 und die Abende mit und ohne Forschungsdiskussion in Linz, Berlin und anderen Städten  
1910 werden mir immer in Erinnerung bleiben. Hier auch ein Dank an Priv.-Doz. Theo G. Seiler,  
1911 der mir die tolle Chance gibt neben der Linsen Chirurgie auch mit der Laserchirurgie einen  
1912 weiteren Teil der Refraktivchirurgie zu erlernen und damit auch für Linsenberechnungen  
1913 neue Horizonte zu erschließen.

1914 In diesem Rahmen danke ich dem Team der Universitätsklinik Linz, an erster Stelle Prof.  
1915 Matthias Bolz, durch dessen Einordnung in die Refraktivchirurgie erst mein Interesse an  
1916 diesem Gebiet geweckt wurde und mit dem mein Weg in der Augenheilkunde begann. Ich  
1917 danke auch Priv.-Doz. Siegfried Mariacher, dem es nicht zu eintönig wurde sich jede kleine  
1918 Projektidee anzuhören und der mir half die ersten Schritte zu festigen. Danke für die  
1919 unkomplizierte Zusammenarbeit und danke für die operative Ausbildung. Ein ‚Danke‘ auch  
1920 an Marina Casazza für die tolle Zusammenarbeit.

1921 Ich danke auch Prof. Nóra Szentmáry für die Betreuung der Arbeit.

1922 Abseits der Arbeit danke ich meinen Eltern, Dr. jur. Armin Wendelstein und Anja Duquesne-  
1923 Wilson, sowie meiner großartigen Schwester Dr. med. dent. Jana Wendelstein für immerzu  
1924 altruistische Unterstützung, Rückhalt und Verständnis. Ich habe in euch tolle Vorbilder,  
1925 Wegbegleiter und Antriebsspenden.

1926 „Danke“

1927

## 9. Abkürzungsverzeichnis

AE	Absolute prediction error	Absoluter Vorhersagefehler
AL	Axial length	Achslänge
ALP	Axial lens position	Axiale Linsenposition
APR	Anterior/Posterior radius ratio	Verhältnis von vorderer und hinterer Hornhautkrümmung
Barrett	Barrett Universal II Formula	Barrett Universal II Formel
C		Castrop (Konstante der Castrop Formel)
Castrop	Castrop formula	Castrop Formel
DL	Deep Learning	Deep Learning
dpt	Diopters	Dioptrien
ELP	Effective lens position	Effektive Linsenposition
EVO 2.0	Emmetropia Verifying Optical Formula 2.0	Emmetropia Verifying Optical Formel 2.0
H		Homburg (Konstante der Castrop Formel)
Haigis	Haigis formula	Haigis Formel
Hill-RBF	Hill-Radial Base Function formula	Hill-Radial Base Function Formel
Hoffer Q	Hoffer Q formula	Hoffer Q Formel
Holladay	Holladay formula	Holladay Formel
Holladay-2	Holladay-2 formula	Holladay-2 Formel
HSA	Back-vertex distance	Hornhautscheitelabstand
IOL	Intraocular lens	Intraokularlinse
K6	K6 formula	K6 Formel
Kane	Kane formula	Kane Formel
KI	Artificial Intelligence	Künstliche Intelligenz
LD	Lens thickness	Linsendicke
LPCM	Lens Power Calculation Module	Intraokularlinsenbrechkraft-berechnungsmodul
LVC	Laser Vision Correction	Refraktive Laserkorrektur
Masket	Masket formula	Masket Formel
meanAE	Mean absolute prediction error	Mittelwert des absoluten Vorhersagefehlers
meanPE	Mean prediction error	Mittelwert des Vorhersagefehlers
medAE	Median absolute prediction error	Median des absoluten Vorhersagefehlers
medPE	Median prediction error	Median des Vorhersagefehlers
ML	Machine Learning	Maschinenlernen
nGK	refractive index of the vitreous humor	Brechungsindex des Glaskörpers
nK	keratometerindex	Keratometerindex
nKW	refractive index of the aqueous humor	Brechungsindex des Kammerwassers
Olsen	Olsen formula	Olsen Formel
OVZ	No-history	Ohne Vorgeschichte oder Zusatzuntersuchungen
OLCR	optical low-coherence reflectometry	Niederkohärenz-Reflektometrie
OCT	optical coherence tomography	optische Kohärenztomographie
PE	Prediction Error	Vorhersagefehler
PIOL	IOL Power	Intraokularlinsenstärke
PBR	Spectacle Power	Brillenstärke
PC	Corneal Power	Hornhautbrechkraft
PEARL-DGS	Prediction Enhanced by Artificial Intelligence and output - Debellemaniére, Gatinel, Saad	



RK	radial keratotomy	Radiäre Keratotomie
R		Rauxel (Konstante der Castrop Formel)
RC	Corneal Radius	Hornhautkrümmung
RCP	Posterior Corneal Radius	Hintere Hornhautkrümmung
R CA	Anterior Corneal Radius	Vordere Hornhautkrümmung
RCT	Radius derived from Total Keratometry values	Hornhautradius errechnet aus TK Werten
rmsPE	Rooted mean squared prediction error	Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung
SS-OCT	Swept source - Optical Coherence Tomography	Swept source - optische Kohärenztomographie
Shammas	Shammas formula	Shammas Formula
SF	Surgeon factor	Surgeon Factor (Konstante der Holladay I Formel)
SDPE	Standard Deviation of the prediction error	Standardabweichung des VOrhersagefehlers
SER	Second eye refinement	Zweitaugenoptimierung
SRK	Sanders, Retzlaff and Kraff	Sanders, Retzlaff und Kraff
SRK/T	SRK/T formula	SRK/T Formel
TK	Total keratometry	Totale Keratometrie
ULIB	User Group for Laser Interference Biometry	Nutzergruppe für Laserinterferenzbiometrie
VKT	Anterior Chamber Depth	Externe Vorderkammertiefe
VRF-G	VRF-G formula	VRF-G Formel
WTW	Horizontal Corneal Diameter	Horizontaler Hornhautdurchmesser
ZHD	Central corneal thickness	Zentrale Hornhautdicke
ZR	Target Refraction	Zielrefraktion

1930

1931  
1932  
1933 Tag der Promotion: 13.11.23  
1934 Dekan: Prof. Dr. M. D. Menger  
1935 Berichterstatter: Prof. Dr. Achim Langenbacher  
1936 Prof. Dr. Jutta Engel  
1937

1938  
1939  
1940  
1941  
1942  
1943  
1944  
1945  
1946