

# Βιβλιογραφική ανασκόπηση: Προσδιορισμός ενδοφακών μετά από διαθλαστική χειρουργική\*

Γκένος Ειρηναίος

## ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Από την εμφάνιση της θεραπείας με excimer laser στον τομέα της διαθλαστικής χειρουργικής αρκετά προβλήματα όπως η εσφαλμένη μέτρηση της ενδοφθάλμιας πίεσεως και ο υπολογισμός της δύναμης του ενδοφθάλμιου φακού (IOL) έχουν επισημανθεί<sup>1-12</sup>.

Είναι γνωστό ότι ο υπολογισμός της δύναμης του IOL που θα εμφυτευθεί σε ασθενείς οι οποίοι θα υποβληθούν σε επέμβαση καταρράκτη είναι κυρίως βασισμένος στη μέτρηση της δύναμης του κερατοειδούς, το αξονικό μήκος και την πρόβλεψη της θέσης του φακού μετά την επέμβαση<sup>13-21</sup>.

Σε οφθαλμούς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε διαθλαστική επέμβαση όλες οι συστηματικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της δύναμης του κερατοειδούς δεν εγγυούνται την ίδια ακρίβεια συγκρινόμενες

με τις ίδιες μετρήσεις σε μη χειρουργημένους οφθαλμούς. Έχει εκτενώς καταδειχθεί ότι μετά από διαθλαστική επέμβαση διόρθωσης μυωπίας (PRK, LASIK, RK) η κερατομετρία και η τοπογραφία κερατοειδούς τείνουν να υπερεκτιμούν τη δύναμη του κερατοειδούς<sup>22-35</sup>.

Για αυτό το λόγο εάν ένας ασθενής παρουσιάσει καταρράκτη μετά από αυτές τις επεμβάσεις, χρησιμοποιώντας τις τρέχουσες τιμές των κερατομετρικών αναλύσεων (K), η δύναμη του IOL μπορεί να υποεκτιμηθεί και ο ασθενής μπορεί να έχει μια μεγάλη πιθανότητα να γίνει υπερμέτρωπας<sup>36-42</sup>.

Η υπερμετρωπία μετά από επέμβαση καταρράκτη δεν αποτελεί μόνο ένα απροσδόκητο αποτέλεσμα, αλλά επίσης μία πραγματική καταστροφή όσον αφορά το διαθλαστικό αποτέλεσμα καθώς οι ψευδόφακοι οφθαλμοί έχουν χάσει την ικανότητά τους προσαρμογής. Σε σοβαρές περιπτώσεις μπορεί να είναι απαραίτητη η αφαίρεση και η αντικατάσταση του εμφυτευμένου IOL.

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας είναι να περιγράψει τις διαφορετικές διαθέσιμες τεχνικές προκειμένου να βελτιωθεί η ακρίβεια του υπολογισμού της δύναμης του IOL μετά από διαθλαστικές επεμβάσεις.

Ο υπολογισμός της δύναμης του IOL σε ασθενείς με προηγηθείσα διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς παραμένει μια πρόκληση για τους Οφθαλμιάτρους. Για

\* Μεταπτυχιακή Διπλωματική εργασία στα πλαίσια του προγράμματος «Χειρουργική του Οφθαλμού» του τμήματος Ιατρικής της Σχολής Επιστημών Υγείας του ΑΠΘ.

την ακριβή πρόβλεψη της δύναμης του IOL γενικά (1) το αξονικό μήκος του οφθαλμού, (2) η διαθλαστική δύναμη του κερατοειδούς, η οποία προκύπτει από την καμπυλότητά του και (3) η θέση του φακού στην πράξη απαιτείται να καθοριστούν, ως η επονομαζόμενη βιομετρία του οφθαλμού<sup>43</sup>. Αυτή η εργασία θα περιγράφει τις μεθόδους μέτρησης με βιομετρία και τύπους IOL και θα συστήσει συνδυασμούς των δύο, το οποίο θα οδηγήσει στην ακριβή επιλογή IOL σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση.

Όπως περιγράφηκε προηγούμενα, η ακριβής περιγραφή της διαθλαστικής δύναμης του κερατοειδούς και η θέση του φακού στην πράξη αποτελούν τις μεγαλύτερες προκλήσεις σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση<sup>44</sup>. Η κύρια παγίδα για την εκτίμηση της διαθλαστικής δύναμης είναι η μεταβολή της σχέσης ανάμεσα στην πρόσθια και την οπίσθια επιφάνεια του κερατοειδούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς, η οποία δεν περιγράφεται με ακρίβεια από το στάνταρ δείκτη διάθλασης ενός παρθένου κερατοειδούς (1,3375). Επιπρόσθετα, κάποιες μέθοδοι για τη μέτρηση της καμπυλότητας του κερατοειδούς δεν υπολογίζουν για την πρόσθια καμπυλότητα μεταβολές εντός της κεντρικής περιοχής, οι οποίες εισάγονται από τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς<sup>45</sup>. Κοινώς, σε μυωπικούς οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς αυτές οι ανακρίβειες θα οδηγήσουν σε μία υπερεκτίμηση της δύναμης του κερατοειδούς και σε μία υποεκτίμηση της δύναμης του IOL που πρόκειται να εμφυτευθεί. Προκειμένου να περιορίσουμε αυτά τα σφάλματα πρακτικοί χειρισμοί διόρθωσης και αναδρομικοί τύποι για ένα πιο ακριβή καθορισμό της δύναμης του κερατοειδούς έχουν επινοηθεί<sup>46-48</sup>. Επιπλέον, είναι σημαντικό να κατανοήσουμε την εξέλιξη των μεθόδων μέτρησης της τοπογραφίας κερατοειδούς, οι οποίες τελικά παρέχουν τη δυνατότητα μέτρησης της πρόσθιας καμπυλότητας του κερατοειδούς ως ένα βασικό παράγοντα της συνολικής διαθλαστικής δύναμης του κερατοειδούς.

Γενικά, ο χάρτης, ο οποίος απεικονίζει την καμπυλότητα του κερατοειδούς, αναφέρεται ως τοπογραφία κερατοειδούς. Μία πληθώρα μεθόδων έχει αναπτυχθεί προκειμένου να προσδιορίσουν την τοπογραφία κερατοειδούς. Στην κερατομετρία, η οποία αρχικά περιγράφηκε πάνω από 100 χρόνια πριν από το von Helmholtz<sup>49</sup>, η καμπυλότητα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς μετρείται με τέσσερα ανακλώμενα φωτεινά σημεία, τα οποία βρίσκονται στη σφαιροκυλινδρική επιφάνεια του κερατοειδούς. Η σφαιροκυλινδρική, ωστόσο, είναι μόνο μία έγκυρη προσέγγιση για φυσιολογικούς κερατοειδείς, το οποίο περιορίζει τη χρήση κερατομέτρων σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς<sup>50</sup>. Τα φωτοκερατοσκόπια προβάλλουν ένα δίσκο Placido στον κερατοειδή και η πρόσθια καμπυλότητα του κερατοειδούς υπολογίζεται από την αντανάκλαση των κύκλων στα μεσοδιαστήματα<sup>51</sup>.<sup>52</sup> Τα φωτοκερατοσκόπια που κυκλοφορούν στο εμπόριο σήμερα περιλαμβάνουν το Atlas 9000 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Και η κερατομετρία και η κερατοσκόπια παρέχουν πληροφορίες μόνο για την καμπυλότητα της πρόσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς, οι οποίες μπορούν να μετατραπούν στη συνολική δύναμη του κερατοειδούς χρησιμοποιώντας ένα συνολικό δείκτη διάθλασης (1,3375) στους φυσιολογικούς κερατοειδείς. Σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς, ωστόσο, επιπρόσθετες πληροφορίες σχετικά με την οπίσθια καμπυλότητα του κερατοειδούς είναι αναγκαίες, δεδομένου ότι οι ακτίνες της πρόσθιας και της οπίσθιας καμπυλότητας δε συμβαδίζουν όμοια μετά από επέμβαση κερατοειδούς<sup>50, 53</sup>. Η σάρωση με σχισμοειδή και η Scheimpflug απεικόνιση αποτελούν μεταγενέστερες καινοτομίες, οι οποίες διευκολύνουν τη μέτρηση της καμπυλότητας της οπίσθιας επιφάνειας του κερατοειδούς. Στη σάρωση με σχισμοειδείς ακτίνες φωτός, οι οποίες προβάλλονται δια μέσου του κερατοειδούς σε καθορισμένες γωνίες, μπορούν να αποφέρουν την πρόσθια και οπίσθια καμπυλότητα καθώς και το πάχος του κερατοειδούς μετά από υπολογιστική

ανάλυση<sup>54</sup>. Η Scheimpflug απεικόνιση όπως εφαρμόζεται σε οφθαλμολογικά συστήματα με κάμερα βασίζεται σε μία περιστρεφόμενη κάμερα, η οποία παίρνει εικόνες διά μέσου προκαθορισμένων σχισμών και κατ' αυτόν τον τρόπο λαμβάνει όλες εστιασμένες απεικονίσεις του προσθίου ημιμορίου<sup>55</sup>. Η Scheimpflug απεικόνιση καταδείχθηκε ότι έχει μία μεγαλύτερη επαναληψιμότητα στη μέτρηση της οπίσθιας καμπυλότητας του κερατοειδούς συγκρινόμενη με την απλή σάρωση με σχισμοειδή<sup>56</sup>. Μία άλλη τεχνική απεικόνισης η οποία έχει αναφερθεί ότι περιγράφει με ακρίβεια την πρόσθια και οπίσθια καμπυλότητα του κερατοειδούς είναι η οπτική τομογραφία συνοχής (OCT), η οποία περιγράφει την τοπογραφία εξάγοντας την οπτική πυκνότητα από την οπίσθια σκέδαση του υπέρυθρου φωτός που εκπέμπεται<sup>57</sup>. Τέλος, μέθοδοι διεγχειρητικής αμπερομετρίας έχουν αναπτυχθεί, οι οποίες χρησιμοποιούν υπέρυθρο φως και ιντερφερομετρία για τον υπολογισμό της οπτικής δύναμης ολόκληρου του οφθαλμού κατά τη διάρκεια του χειρουργείου, πετυχαίνοντας διεγχειρητική άφακη αυτόματη διάθλαση για υπολογισμό IOL, η οποία μπορεί να κάνει την προεγχειρητική βιομετρία περιττή<sup>58,59</sup>.

Στους κλασσικούς τύπους IOL ο υπολογισμός της πραγματικής θέσης του φακού, ο οποίος υποδεικνύει τη θέση του IOL σε σχέση με τον κερατοειδή, διευκολύνεται χρησιμοποιώντας τη διαθλαστική δύναμη του κερατοειδούς. Καθώς η διαθλαστική δύναμη του κερατοειδούς και συνάμα το βάθος του προσθίου θαλάμου εντούτοις αλλάζουν από τη διαθλαστική επέμβαση του κερατοειδούς<sup>60</sup>, οι κλασσικοί τύποι IOL οδηγούν σε ανακριβείς προβλέψεις της πραγματικής θέσης του φακού<sup>61</sup>. Μια παράκαμψη αυτού του σκοπέλου είναι η χρήση τύπων IOL οι οποίοι δε χρησιμοποιούν τη δύναμη του κερατοειδούς για να εξάγουν την πραγματική θέση του φακού όπως οι Haigis, Haigis-L και Shammas<sup>62-64</sup>. Εναλλακτικά, μέθοδοι με διπλά K από το ιστορικό έχουν αναπτυχθεί, στις οποίες η δύναμη του κερατοειδούς πριν από τη διαθλαστική επέμβαση του

κερατοειδούς συμβάλλει στην πρόβλεψη της πραγματικής θέσης του φακού και η δύναμη του κερατοειδούς μετά από τη διαθλαστική επέμβαση του κερατοειδούς συνάδει με τον υπολογισμό της δύναμης του IOL<sup>61</sup>. Επιπλέον, ακριβείς μετρήσεις του βάθους του προσθίου θαλάμου είναι απαραίτητες.

Όπως έχει περιγραφεί παραπάνω, το τρίτο βασικό στοιχείο για τον υπολογισμό της δύναμης του IOL είναι το αξονικό μήκος. Στο παρελθόν, η βιομετρία υπερχών, η οποία δεν μπορεί να καθορίσει ακριβώς το αξονικό μήκος αναφορικά με το βοθρίο, συχνά οδηγεί σε ανακριβείς υπολογισμούς της δύναμης του IOL. Ο ερχομός των οπτικών μετρήσεων του αξονικού μήκους, εφαρμόσιμες σε οφθαλμούς με επαρκώς διανυγμό φυσικό φακό, βελτίωσε την ακρίβεια. Παρόμοιες μέθοδοι είναι το OCT όπως έχει περιγραφεί παραπάνω, η ιντερφερομετρία, η οποία μετράει το χρόνο της διαδρομής του υπέρυθρου φωτός από τον κερατοειδή ως τον αμφιβληστροειδή με ιντερφερομετρία<sup>65</sup> και η οπτική τομογραφία, η οποία εκπέμπει ένα συνεχές φάσμα από μήκη κύματος και κατ' αυτόν τον τρόπο μπορεί να παρέχει περισσότερες μετρήσεις από την ιντερφερομετρία [66].

Οι εμπορεύσιμες συσκευές βιομετρίας χρησιμοποιούν διαφορετικούς συνδυασμούς τεχνικών για να υπολογίσουν (α) την τοπογραφία κερατοειδούς και (β) το αξονικό μήκος όπως είναι εμφανές από την ακόλουθη γκάμα συσκευών, οι οποίες συχνά αναφέρονται σε αυτή τη μελέτη: IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) (α) αυτόματη κερατομετρία και (β) ιντερφερομετρία, IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) (α) τηλεκεντρική κερατομετρία/swept-source-OCT και (β) swept-source-OCT, Lenstar (Haag-Streit, Bern, Switzerland) (α) διπλής-ζώνης κερατομετρία και (β) οπτική τομογραφία, Pentacam (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) (α) Scheimpflug απεικόνιση και (β) ιντερφερομετρία.

Οι τύποι των IOL μπορούν να ταξινομηθούν σε τύπους γωνίας εκτροπής, εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός και μηχανικής εκμάθησης. Ορισμένοι τύποι έχουν μι-

κτική έννοια. Οι τύποι γωνίας εκτροπής όπως Hoffer Q<sup>67</sup>, Holladay<sup>68</sup>, Sanders-Retzlaff-Kraff theoretical (SRK/T)<sup>69</sup>, Haigis<sup>62</sup>, Potvin-Hill<sup>70</sup> και Barrett<sup>71</sup> χρησιμοποιούν μετρήσεις βιομετρίας στο πλαίσιο των γκαουσιανών οπτικών προκειμένου να υπολογίσουν την πραγματική θέση του φακού και τη δύναμη του IOL. Τα γκαουσιανά οπτικά, ωστόσο, έχουν δείξει λίγο να προσεγγίζουν τα οπτικά του αληθινού ψευδοφακικού ανθρώπινου οφθαλμού. Εν αντιθέσει, οι σύγχρονες μέθοδοι εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός πλεονεκτούν στην υπολογιστική δύναμη των σημερινών υπολογιστών για να υπολογίσουν απόλυτα τις πορείες όλων των ακτινών φωτός με διαθλάσεις σε κάθε οπτική επιφάνεια κάνοντας χρήση του νόμου του Snell<sup>72</sup>. Όπως έχει αναφερθεί τα οπτικά των ψευδοφακικών οφθαλμών μπορούν με ακρίβεια να μετρηθούν με τον εντοπισμό κατεύθυνσης φωτός, ο βελτιστοποιημένος υπολογισμός των νέων IOL βασισμένος σε αυτή την τεχνική έχει μεγάλη προοπτική<sup>73</sup>. Ένας από αυτούς τους βελτιστοποιημένους είναι ο Okulix (Panopsis GmbH, Mainz, Germany), ο οποίος μπορεί να παρέχεται με εισαγωγή από όλες τις κοινές βιομετρίες (Zeiss, Haag-Streit, Oculus και άλλες). Ο τύπος Olsen<sup>74</sup> επίσης χρησιμοποιεί εντοπισμό κατεύθυνσης φωτός για να προσδιορίσει ακριβώς την πραγματική θέση του φακού και για να συλλέξει δεδομένα όσον αφορά στις υψηλής τάξεως εκτροπές στο οπτικό σύστημα, τα οποία στη συνέχεια ενσωματώνονται στις κλασσικές μετρήσεις της βιομετρίας.

Αναφορικά με τους τύπους μηχανικής εκμάθησης, ο Hill τύπος, λειτουργία βασισμένη στο ακτινικό<sup>75</sup>, βασίζεται πλήρως στη μηχανική εκμάθηση, ενώ ο τύπος Kane<sup>76</sup> φέρει και τη μηχανική εκμάθηση και τις μονάδες. Από το 2010 η Αμερικανική εταιρεία ενδοφακών και διαθλαστικής χειρουργικής (ASCRS) διατηρεί ένα δημόσια διαθέσιμο στο διαδίκτυο υπολογιστή IOL, ο οποίος συγκεντρώνει τύπους γωνίας εκτροπής και ο οποίος θα αναφερθεί σε αυτή την εργασία (<https://iolcalc.ascrs.org/>).

Η ακτινωτή κερατοτομή (RK), η φωτοδιαθλαστική

κερατεκτομή (PRK), η ενδοστρωματική κερατοσμίλευση με laser (LASIK) και η αφαίρεση φακοειδούς τμήματος από μικρή τομή (SMILE) είναι οι μέθοδοι διαθλαστικής επέμβασης κερατοειδούς, τις οποίες οι Οφθαλμίατροι θα συναντήσουν πιο συχνά στις μέρες μας και από τώρα και στο εξής όταν προγραμματίζουν επέμβαση καταρράκτη. Συνεπώς, αυτή η μελέτη επιλέγει τον υπολογισμό της δύναμης του IOL μετά από αυτές τις διαθλαστικές επεμβάσεις κερατοειδούς. Η βάση δεδομένων του Medline αναζητήθηκε ηλεκτρονικά χρησιμοποιώντας συνώνυμα λέξεων και συνδυασμούς των “radial keratotomy”, “photorefractive keratectomy”, “laser in situ keratomileusis”, “small incision lenticule extraction” και “lens power calculation”. Το έτος δημοσίευσης ήταν περιορισμένο από το 2010 και μετά. Η γλώσσα δημοσίευσης ήταν περιορισμένη στα αγγλικά και τα γερμανικά. Υπήρχαν 123 άρθρα ως αποτέλεσμα της αναζήτησής μας, τα οποία ελέγχθηκαν διεξοδικά με την περίληψη. Από όλα 30 άρθρα είχαν συναφή δεδομένα για αυτό το άρθρο και αξιολογήθηκε το πλήρες κείμενο. Συμπληρωματική βιβλιογραφία παρατέθηκε για να παρέχει πληροφόρηση σε βάθος.

## ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

### Υπολογισμός της δύναμης του IOL μετά από RK

Η RK είναι μία διαθλαστική επέμβαση του κερατοειδούς για μυωπία, όπου εκτελούνται ακτινωτές τομές στην περιφέρεια προς μέση περιφέρεια του κερατοειδούς, το οποίο οδηγεί σε μία επιπέδωση του κέντρου του κερατοειδούς<sup>77</sup>. Πρώιμες μορφές της επέμβασης χρονολογούνται από το 19ο αιώνα στην Ευρώπη. Ωστόσο, υιοθετήθηκε ευρέως και βελτιστοποιήθηκε στις Ηνωμένες Πολιτείες και την Ευρώπη μόνο στην αρχή της δεκαετίας του 1980<sup>77</sup>. Αναδρομικές αναλύσεις έδειξαν ότι υπάρχει σημαντική ανάλογη σχέση ανάμεσα στον αριθμό των τομών και την επιπέδωση των δύο επιφανειών<sup>78</sup>. Όμως η πρόσθια και η οπίσθια επιφάνεια

νεια δεν παραμορφώνονται παράλληλα. Στην πραγματικότητα, η επιπέδωση είναι πιο μεγάλη στην οπίσθια σε σχέση με την πρόσθια καμπυλότητα του κερατοειδούς, το οποίο ακυρώνει τις τυπικές κερατομετρικές ενδείξεις για οφθαλμούς μετά από RK<sup>78</sup>. Η RK αποφέρει ικανοποιητικά διαθλαστικά αποτελέσματα με 60 % των ασθενών εντός 1 διοπτρίας από το προσδοκώμενο αποτέλεσμα<sup>47, 49</sup>. Από την άλλη, η RK μπορεί να οδηγήσει σε μία προοδευτική υπερδιόρθωση και επακόλουθη υπερμετρωπία. Λόγω αυτού του μειονεκτήματος και με την άνοδο των σύγχρονων διαθλαστικών επεμβάσεων βασισμένων στο laser, η RK χρησιμοποιείται όχι τόσο συχνά από τα μέσα της δεκαετίας του 1990 κι έπειτα [80]. Ωστόσο, οι ασθενείς, οι οποίοι έχουν χειρουργηθεί με RK, θα χρειαστούν επέμβαση καταρράκτη στις επόμενες δεκαετίες.

Σε μία πρόσφατη αναδρομική μελέτη οι συγγραφείς έκαναν σύγκριση ανάμεσα στην απόδοση του τύπου Haigis με τον Barrett True K (no history) σε οφθαλμούς μετά από RK και όλες οι βιομετρίες υπολογίστηκαν με την IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)<sup>81</sup>. Οι συγγραφείς διατύπωσαν ότι ο τύπος Barrett καταλήγει σε ένα σημαντικά μικρότερο μέσο αριθμητικό διαθλαστικό προγνωστικό σφάλμα σε σχέση με τον τύπο Haigis ( $-0,03 \pm 0,96$  D κατά  $-0,29 \pm 1,00$  D,  $p < 0,001$ ). Ωστόσο, δεν υπήρχε σημαντική διαφορά στο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα και ο τύπος Barrett τείνει να οδηγεί σε υπερμετρωπικά αποτελέσματα σε πολύ επίπεδους κερατοειδείς [81]. Ακόμα μία αναδρομική μελέτη, που κάνει σύγκριση ανάμεσα σε διαφορετικούς υποτύπους του τύπου Barrett True K με διαφορετικούς τύπους γωνίας εκτροπής, παρουσίασε καλύτερα αποτελέσματα με τον τύπο Barrett True K (history) αποδίδοντας ένα μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα  $0,275$  D<sup>82</sup>. Από τους τύπους που δεν απαιτούν τη διάθλαση πριν την RK ο τύπος Haigis διαπιστώθηκε ότι είναι ο πιο ακριβής (μέσο αριθμητικό διαθλαστικό προγνωστικό σφάλμα =  $-0,006$  D). Μικρότερη ακρίβεια περιγράφηκε σε αυτή τη μελέ-

τη για τους τύπους DK-Holladay-IOLM και Potvin-Hill. Η τοπογραφία κερατοειδούς πραγματοποιήθηκε με μία Scheimpflug-imaging Pentacam (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) και άλλοι υπολογισμοί βιομετρίας με μία IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)<sup>82</sup>. Ο Ma και συνεργάτες όχι μόνο συμπεριέλαβαν ένα τύπο που βασίζεται αποκλειστικά στη βιομετρία OCT από την RTVue (Optovue, Inc., Fremont, CA, USA), αλλά και η μελέτη τους συνάμα παρουσιάζει ακρίβεια από τη μέση δύναμη IOL στον υπολογιστή της ASCRS. Στον 1 μήνα μετά την επέμβαση συγκρίσιμο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα αναφέρεται για DK-Holladay, OCT formula, Barrett True K (no history) και ASCRS average:  $0,78$  D,  $0,74$  D,  $0,6$  D και  $0,59$  D. Αυτά τα αποτελέσματα δείχνουν σε ό,τι αφορά την ASCRS average ως μία ακριβή μέθοδο υπολογισμού. Η βιομετρία στους μη-RTVue οφθαλμούς πραγματοποιήθηκε με την IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)<sup>83</sup>. Σε μία παρεμφερή αναδρομική μελέτη οι συγγραφείς αξιολόγησαν την απόδοση των μεθόδων της απλής κερατομετρίας (K) και της συνολικής κερατομετρίας (TK) της IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Συμπερασματικά, δεν περιέγραψαν αξιολογή διαφοροποίηση στο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα ανάμεσα στη βασισμένη στην κερατομετρία Haigis ( $0,66$  D) και την Barrett True K (no history) ( $0,71$  D) κατά της βασισμένης στην TK Haigis ( $0,72$  D)<sup>84</sup>. Ο Patel και συνεργάτες αξιολόγησαν την απόδοση των τύπων για την RK στο διαδικτυακό υπολογιστή της ASCRS, οι οποίοι δε χρειάζονται στοιχεία διάθλασης πριν την RK: DK-Holladay βασισμένη στη βιομετρία IOLMaster (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) (DK-Holladay-IOLM), DK-Holladay βασισμένη στη βιομετρία Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) (DK-Holladay-Atlas) και ο τύπος Barrett True K (no history). Μπόρεσαν να περιγράψουν μη αξιολογή διαφορά για το μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα ανάμεσα στις μεθόδους, αντίστοιχα ( $0,95$  D,  $0,93$  D,  $0,89$  D)<sup>85</sup>. Οι Potvin και Hill δοκίμασαν

ένα υπολογισμό της δύναμης IOL σε οφθαλμούς μετά από RK, ο οποίος είναι βασισμένος στην Pentacam (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) τοπογραφία με Scheimpflug απεικόνιση προσαρμοσμένη στον τύπο DK-Holladay. Σύγκριναν αυτή την προσέγγιση με την απόδοση της βασισμένης στην Atlas βιομετρίας και του τύπου DK-Holladay (DK-Holladay-Atlas). Ανέφεραν ένα μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα της DK-Holladay-Atlas 0,7 D και δε διατύπωσαν αξιολογική διαφορά στην απόδοση της μεθόδου της Pentacam [70]. Ακόμα μία μελέτη σε οφθαλμούς μετά από RK έκανε σύγκριση ανάμεσα στην νέα τεχνική της IA με το πρόγραμμα Optiwave Refractive Analysis (ORA) (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) και πολλούς τύπους γωνίας εκτροπής, προμηθεύοντας τα δεδομένα της βιομετρίας από την IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Οι συγγραφείς ανέφεραν μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα ως εξής, με μη στατιστικά σημαντική διαφορά: Barrett True K (no history) = 0,34 D, ORA = 0,53 D, SRK/T = 0,54 D, Hoffer Q = 0,51 D, Haigis = 0,54 D και Holladay1 = 0,44 D. Ο τύπος Barrett True K, εντούτοις, απέδωσε πολύ περισσότερους οφθαλμούς εντός  $\pm 0,5$  D σε σχέση με τις SRK/T, Hoffer Q και Holladay1 [86]. Παρόμοια, ο Gouvea και συνεργάτες έκαναν σύγκριση ανάμεσα στην απόδοση της IA υπολογισμένης με την ORA (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) και τον τύπο Barrett True K (no history) με βιομετρία από την IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Επιπλέον, σε αυτή την αναδρομική μελέτη δεν παρουσιάζεται αξιολογική διαφορά στο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα: 0,71 D Barrett True K και 0,89 D IA<sup>87</sup>.

### Υπολογισμός της δύναμης του IOL μετά από PRK και LASIK

Από την έλευση της χρήσης του excimer laser στη διαθλαστική χειρουργική στα τέλη της δεκαετίας του 1980 αρκετές διαφορετικές επεμβάσεις που χρησιμοποιούν

αυτή την τεχνολογία έχουν αναπτυχθεί. Αυτές έχουν κυρίως αντικαταστήσει την RK σε μέθοδοι διαθλαστικής χειρουργικής κερατοειδούς<sup>80</sup>. Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες επεμβάσεις είναι η PRK και η LASIK και συνεπώς υπάρχει μία αυξανόμενη ζήτηση για ακριβείς υπολογισμούς της δύναμης του IOL σε οφθαλμούς μετά από PRK και μετά από LASIK. Στην PRK μία μηχανική αφαίρεση μόνο του επιθηλίου του κερατοειδούς ακολουθείται από την κατάλυση με excimer laser του στρώματος του κερατοειδούς. Αντίθετα, ιστός του κερατοειδούς που περιλαμβάνει επιθήλιο του κερατοειδούς και πρόσθιο στρώμα αρχικά κόβεται και ανοίγει κρημνός στη LASIK. Μετά, εκτελείται κατάλυση με excimer laser του στρώματος του κερατοειδούς και τελικά, ο κρημνός του κερατοειδούς ξαναεγκαθίσταται στην αρχική του θέση<sup>88</sup>. Ο μηχανισμός κατάλυσης με laser ο οποίος επιφέρει διαθλαστική μεταβολή είναι ο ίδιος και στην PRK και στη LASIK. Η διόρθωση της μυωπίας μπορεί να διοργανωθεί από κατάλυση του κέντρου του στρώματος που οδηγεί σε μία επιπέδωση της καμπυλότητας του κερατοειδούς. Η διόρθωση της υπερμετρωπίας μπορεί να επιτευχθεί από κατάλυση της περιφέρειας του στρώματος που έχει ως επακόλουθο πιο κυρτή καμπυλότητα του κερατοειδούς<sup>80</sup>.

Ο Wang και συνεργάτες παρουσίασαν τον υπολογισμό της ASCRS σε δημοσίευσή τους το 2010 και υπολόγισαν την ακρίβεια πρόβλεψης των αρχικά συμβαλλόμενων μεθόδων. Ανέφεραν ότι (α) οι μέθοδοι που δε χρησιμοποιούν προγενέστερα δεδομένα και (β) οι μέθοδοι που χρησιμοποιούν τη μεταβολή που προκαλείται από τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς οδηγούν σε σημαντικά μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα σε σχέση με (γ) τις μεθόδους που ενσωματώνουν την τοπογραφία πριν τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς και τη μεταβολή που προκαλείται από τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς: (α) Wang/Koch/Maloney = 0,66 D, Shammas = 0,69 D, Haigis-L = 0,65 D, ASCRS μέση δύναμη IOL = 0,57, (β) Adjusted EffRP = 0,64 D, Adjusted Atlas 0-3 = 0,64

D, Masket = 0,71 D, Modified Masket = 0,62 D και (γ) κλινικό ιστορικό = 1,1 D, Feiz/Mannis = 1,31 D, bypass κερατοειδούς = 1,11 D<sup>89</sup>. Μία αναδρομική μελέτη που διενεργήθηκε το ίδιο έτος διαπίστωσε ότι οι τύποι Shammas.cd με το Shammas-PL (μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα = 0,61 D), ο Haigis-L (0,75 D) και ο Masket με το Hoffer Q (0,48 D) είναι ελάχιστα επηρεασμένοι από το αξονικό μήκος και εμφανίζουν μεγαλύτερη ακρίβεια συγκρινόμενοι με τη μέθοδο με το κλινικό ιστορικό. Επιπρόσθετα, ο Shammas & ο Haigis-L θεωρήθηκαν ότι πλεονεκτούν καθώς δε βασίζονται σε πληροφορίες από το ιστορικό<sup>90</sup>. Αξιολογώντας μια σειρά από οκτώ μεθόδους υπολογισμού δύναμης IOL, οι οποίες δε χρησιμοποιούν δεδομένα πριν τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς, ο Yang και συνεργάτες περιέγραψαν το ακόλουθο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα: Holladay 2 FlatK (0,7 D), Holladay 2 PCI-K (0,77 D), ASCRS-min (0,78 D), Wang-Koch-Maloney (0,79 D), ASCRS-average (0,84 D), Shammas no history (0,85 D), Haigis-L (0,92 D) και ASCRS-max (0,96 D). Σε αυτή τη μελέτη τα δεδομένα της βιομετρίας συγκεντρώθηκαν από το IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany), Pentacam (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany), Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) και Lenstar (Haag-Streit, Bern, Switzerland) και καταχωρήθηκαν στο πρόγραμμα Holladay IOL Consultant και τον υπολογιστή της ASCRS. Γενικά, οι συγγραφείς αξιολόγησαν τη μέθοδο Holladay 2 FlatK ως την πιο ακριβή μέθοδο υπολογισμού IOL χωρίς δεδομένα πριν τη διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς. Από τον υπολογιστή της ASCRS η ASCRS-min περιγράφεται ως η πιο ακριβής<sup>91</sup>. Ακόμα μία προσέγγιση αναλύθηκε από το Rosa και συνεργάτες<sup>92</sup>, οι οποίοι καταχώρησαν τον παράγοντα διόρθωσης και τις βέλτιστες αναδρομικές τιμές της βιομετρίας IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) στον τύπο SRK/T προκειμένου να επιτύχουν ένα μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα των 0,55 D. Όπως και για την RK, οι Potvin και Hill ανέπτυξαν μία μέθοδο υπολογισμού IOL

για μυωπικούς οφθαλμούς μετά από PRK και μετά από LASIK βασισμένη στην Pentacam (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) Scheimpflug και συνέκριναν την ακρίβειά της με τους διαθέσιμους τύπους στον υπολογιστή της ASCRS. Τα δεδομένα της βιομετρίας για τον υπολογιστή της ASCRS συλλέχθηκαν από το IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) και το Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Τα εξαγόμενα K από την Pentacam τεκμαιρόμενα πραγματική καθαρή δύναμη στην 4 mm κεντρική περιοχή της κορυφής του κερατοειδούς καταχωρημένα στον τύπο Shammas no history απέδωσαν το πιο ακριβές αποτέλεσμα βασισμένο στην Pentacam (μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα = 0,63 D), το οποίο μπορεί να συγκριθεί επαρκώς με τον τύπο της ASCRS-εκτιμώμενο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα: Haigis-L = 0,72 D, Shammas = 0,81 D, Modified Masket = 0,83 D, Adjusted Atlas 4,0 mm = 0,78 D, Masket = 0,77 D, Wang-Koch-Maloney = 0,84 D και History = 1,58 D<sup>93</sup>. Το 2015 δημοσιεύθηκε μία μελέτη, η οποία έκανε σύγκριση ανάμεσα στην ακρίβεια της IA ORA (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) και της OCT βιομετρίας από το RTVue (Optovue, Inc., Fremont, CA, USA) με τον τύπο γωνίας εκτροπής Haigis-L σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς με excimer laser χωρίς δεδομένα από το ιστορικό. Οι νεότερες τεχνολογίες παρουσίασαν ομοιότητα με τον τύπο γωνίας εκτροπής: μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα – 0,34 D ORA, 0,39 D RTVue και 0,37 D Haigis-L. Τα δεδομένα της βιομετρίας για τον τύπο Haigis-L συγκεντρώθηκαν με το IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)<sup>94</sup>. Επίσης, το 2015 παρουσιάστηκε μία αναβάθμιση του υπολογιστή του LASIK/PRK υπολογιστή της ASCRS με νέο χαρακτηριστικό τον Barrett True K (no history) και τον τύπο υπολογισμού IOL βασισμένο στο OCT της RTVue (Optovue, Inc., Fremont, CA, USA). Αυτή η αναβάθμιση αποτέλεσε έναυσμα για μία μελέτη, στην οποία οι ανωτέρω μέθοδοι εμφάνισαν ίδια ή μεγαλύτερη ακρίβεια με τους άλλους τύπους στον υπο-

λογιστή της ASCRS όπως περιγράφηκε από το μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα: RTVue = 0,35 D, Barrett True K (no history) = 0,42 D, Wang-Koch-Maloney = 0,51 D, Shammas = 0,48 D, Haigis-L = 0,39 D και ASCRS-average = 0,35 D. Τα δεδομένα της βιομετρίας εκτός από το OCT συγκεντρώθηκαν με την IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) και την Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)<sup>95</sup>. Ο τύπος Barrett True K επιβεβαιώθηκε περαιτέρω σε μυωπικούς οφθαλμούς μετά από LASIK/PRK από τον Abulafia και συνεργάτες, οι οποίοι εξέτασαν τους τύπους Barrett True K (history) και (no history) περιληπτικά με τους άλλους τύπους στον υπολογιστή της ASCRS. Ο τύπος Barrett True K (history) παρουσίασε ένα σημαντικά μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα σε σχέση με όλους τους άλλους τύπους με εξαίρεση του τύπου Masket: Barrett True K (history) = 0,33 D, Adjusted Atlas = 0,38 D, Masket = 0,32 D, Modified Masket = 0,48 D, Wang/Koch/Maloney = 0,53 D, Shammas = 0,46 D, Haigis-L = 0,58 D και ASCRS-average = 0,34 D. Σε οφθαλμούς που δεν έχουν δεδομένα από το ιστορικό ο Barrett True K (no history) επιπλέον έδειξε ένα σημαντικά μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα (0,41 D) σε σχέση με το Shammas (0,53 D) και το Haigis-L (0,62 D) [71]. Στην προηγούμενα παρατιθέμενη μελέτη για την RK, συγκρίνοντας την απόδοση των μεθόδων K και TK της IOLMaster 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany), εξετάστηκαν επίσης οφθαλμοί μύωπες και υπερμέτρωπες μετά από LASIK και μετά από PRK. Το ακόλουθο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα αναφέρθηκε για μυωπικούς οφθαλμούς (Haigis = 0,72 D, Haigis-L = 0,61 D, Barrett True K = 0,54 D, Haigis-TK = 0,5 D) και υπερμετρωπικούς (Haigis = 0,74 D, Haigis-L = 0,68 D, Barrett True K = 0,71 D, Haigis-TK = 0,7 D) [84]. Λαμβάνοντας υπόψη ότι κάνοντας χρήση του υπολογιστή της ASCRS συνεπάγεται τη χειροκίνητη εισαγωγή των δεδομένων της βιομετρίας σε διαδικτυακό περιβάλλον, ο Ferguson και συνεργάτες πρόσφατα υποστήριξαν ότι κάνοντας χρήση ενός τύπου που ενσωματώ-

νει βιομετρία, ο οποίος ενσωματώνει αυτόματα τα δεδομένα της βιομετρίας και υπολογίζει τη δύναμη του IOL, θα ήταν επωφελής. Έτσι, αντιστοίχισαν την ακρίβεια ενός τύπου που ενσωματώνει βιομετρία Barrett True K (no history) με ένα πολλαπλό τύπο που προσεγγίζει τον υπολογιστή της ASCRS για οφθαλμούς μετά από μυωπία και μετά από υπερμετρωπία. Για τους οφθαλμούς μετά από μυωπία ο ενσωματωμένος τύπος Barrett True K (no history) οδήγησε στο μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα (0,36 D) και τον ακολουθεί ο τύπος Haigis-L (0,41 D) από τον υπολογιστή της ASCRS. Παρομοίως, σε οφθαλμούς μετά από υπερμετρωπία ο τύπος Barrett True K (no history) έδειξε το μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα (0,41 D) και ακολουθείται από τον ASCRS-average (0,46 D). Οι συγγραφείς κατέληξαν ότι η μέθοδος που ενσωματώνει βιομετρία Barrett True K (no history) αποδίδει εξίσου με την προσέγγιση του πολυτύπου της ASCRS, αν και δεν περιλαμβάνει χειροκίνητη καταχώρηση δεδομένων<sup>96</sup>. Σε ακόμα μία πρόσφατη μελέτη οι συγγραφείς χρησιμοποίησαν τοπογραφικές κερατοειδούς από τη συσκευή Cassini (i-Optics, The Hague, the Netherlands) βαλμένες στον τύπο Haigis για υπολογισμό δύναμης IOL μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς με excimer laser και συνέκριναν τα διαθλαστικά αποτελέσματα με διαφορετικούς τύπους no history βασισμένους στην τοπογραφία IOLMaster 700. Βρήκαν το ακόλουθο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα για την προσέγγιση με Cassini Haigis, Barrett True K (no history) και Haigis-L, αντίστοιχα: 0,34 D, 0,34 D και 0,49 D<sup>97</sup>. Ο Gasparian και συνεργάτες μελέτησαν την ακρίβεια του τύπου Barrett True K (no history) στηριζόμενοι στη βιομετρία IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) σε σύγκριση με την IA (ORA Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) σε μετά-μυωπικούς και μετά-υπερμετρωπικούς LASIK/PRK οφθαλμούς. Η μελέτη περιγράφει σημαντικά μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα (0,42 κατά 0,49 D,  $p = 0,001$ ) και μέσο απόλυτο

προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα (0,51 κατά 0,58 D,  $p = 0,002$ ) για IA κατά Barrett True K (no history). Εντούτοις, δεν μπορεί να περιγραφεί σημαντική διαφορά για ποσοστό της μελέτης οφθαλμοί που φτάνουν μία διάθλαση εντός 0,25 D, 0,5 D και 0,75 D από τη διάθλαση στόχο. Συνεπώς, οι συγγραφείς αποδίδουν κλινικά συγκρίσιμη ακρίβεια στην πρόγνωση της διάθλασης και στις δύο προσεγγίσεις<sup>98</sup>.

### Υπολογισμός της δύναμης του IOL μετά από SMILE

Η SMILE ως η τελευταία εξέλιξη στο πεδίο της διαθλαστικής επέμβασης κερατοειδούς με κατάλυση με laser έχει καταστεί κλινικά διαθέσιμη το 2011. Η μέθοδος χρησιμοποιεί ένα femtosecond (fs) laser, το οποίο εναντιθέσει με το excimer laser μπορεί να διαχωρίσει σφαιροκυλινδρικά και ασφαιρικά φακοειδή τμήματα αντί για επίπεδα τμήματα<sup>99</sup>. Στη SMILE το fs laser αρχικά δημιουργεί ένα φακοειδές τμήμα στο στρώμα του κερατοειδούς, χωρίς προηγηθέν κρημνό ή αφαίρεση επιθηλίου κερατοειδούς. Ακολούθως, το fs laser εισάγει μία περιφερική κερατοειδική τομή για την αφαίρεση του φακοειδούς τμήματος, η οποία στη συνέχεια διευκολύνεται χειροκίνητα με μία λαβίδα. Μέχρι στιγμής, κυρίως, μύωπες ασθενείς έχουν αντιμετωπιστεί με SMILE. Ωστόσο, επίσης το ενδεχόμενο για διόρθωση υπερμετρικής διάθλασης έχει αναφερθεί<sup>99</sup>. Εν συγκρίσει με τη LASIK, η SMILE περιορίζει την ινική αντίδραση στο στρώμα του κερατοειδούς<sup>100</sup> και διατηρεί περισσότερο την ισχύ του ιστού του κερατοειδούς<sup>101</sup>. Επιπλέον, η SMILE εισάγει περιορισμένη ζημιά των νευρικών ιών του κερατοειδούς και περιορισμένη πιθανότητα ξηροφθαλμίας μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς<sup>102</sup>. Δοθέντων των πλεονεκτηκών χαρακτηριστικών, μία ευρεία χρήση της μεθόδου στο μέλλον μπορεί να αναμένεται, δικαιολογώντας τη μελέτη για υπολογισμό IOL μετά από SMILE.

Ο Luft και συνεργάτες έκαναν σύγκριση ανάμεσα

στην ακρίβεια των τύπων που είναι εισηγμένοι στον υπολογιστή της ASCRS και τη δύναμη του IOL που υπολογίζεται με το λογισμικό εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός Okulix (Panopsis GmbH, Mainz, Germany). Η βιομετρία για τύπους γωνίας εκτροπής και για το λογισμικό εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός πραγματοποιήθηκε με μία Pentacam HR (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) και μία IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Για τους τύπους history ανέφεραν πολύ μεγάλη ακρίβεια για τους τύπους Masket (μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα = 0,39 D) και Barrett True K (history) (0,44 D) και για τους τύπους no history ο Barrett True K (no history) (0,44 D) και ο Potvin-Hill (0,42 D) επιδεικνύουν πολύ μεγάλη ακρίβεια, όλοι εκ των οποίων δεν επέδειξαν αξιόλογη διαφορά στην ακρίβεια. Εξαιρετικά πιο κακή ακρίβεια περιγράφηκε για τους τύπους Haigis-L (0,58 D), Modified Masket (0,65 D) και Shammas (0,75 D). Οι συγγραφείς συνιστούν τη χρήση των τεσσάρων καλύτερων τύπων μαζί με ένα υπολογισμό εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός<sup>103</sup>. Σε ένα θεωρητικό δυνητικό πλάνο μελέτης η δύναμη του IOL προβλέφθηκε πριν και μετά τη SMILE με μία σειρά από τύπους γωνίας εκτροπής. Όταν η καταχώρηση της επιδιωκόμενης διάθλασης είναι μυωπία πριν τη SMILE και εμμετρωπία μετά τη SMILE η προβλεπόμενη δύναμη του IOL πρέπει να είναι ισοδύναμη και μπορεί να συγκριθεί σαν ένα μέτρο σταθερότητας πρόβλεψης. Σε αυτό το πειραματικό πλαίσιο μόνο ο τύπος Barrett True K δεν επέδειξε σημαντικά διαφορετική δύναμη IOL πριν και μετά και στους δύο οφθαλμούς με αξονικό μήκος 24-26 mm και >26 mm και ως εκ τούτου περιγράφεται ότι παρέχει πιο σταθερές προβλέψεις σε οφθαλμούς μετά από SMILE σε σχέση με τους τύπους SRK/T, Holladay και Haigis<sup>104</sup>. Μία παρεμφερή θεωρητική προσέγγιση που παρουσιάζει την εικονική εμφύτευση του ίδιου IOL πριν και μετά τη SMILE δημοσιεύθηκε από το Lazaridis και συνεργάτες βασισμένη στη βιομετρία Pentacam HR (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) και την IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG,

Jena, Germany). Το λογισμικό εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός Okulix (Panopsis, Mainz, Germany) περιγράφηκε ότι αποδίδει ένα ιδιαίτερα μικρότερο σφάλμα πρόγνωσης συγκρινόμενο με τους τύπους Haigis-L, Haigis, Hoffer Q, Holladay 1 και SRK/T<sup>105</sup>.

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σε οφθαλμούς μετά από RK, για τους οποίους η προ RK διάθλαση είναι γνωστή, θα συνιστούσαμε να χρησιμοποιείται η μέθοδος Barrett True K (history) με βιομετρία που διατίθεται από την IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany). Ωστόσο, δεδομένου ότι σε πολλά περιστατικά οι προεγχειρητικές τιμές διάθλασης δεν είναι πρόχειρες, πρέπει να ληφθούν υπόψη οι τύποι no history. Σε αυτή την κατηγορία ο τύπος Barrett True K (no history) με βιομετρία που διατίθεται από την IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) έχει επιδείξει πιο ακριβή πρόγνωση της δύναμης IOL σε σχέση με τους τύπους Potvin-Hill, SRK/T, Hoffer Q και Holladay. Καθώς ο τύπος Haigis με βιομετρία IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) παρουσίασε ίδια ακρίβεια με τον Barrett True K (no history), αυτοί οι δύο τύποι συστήνονται σε οφθαλμούς με μη διαθέσιμες τιμές διάθλασης προ RK. Νέες τεχνολογίες όπως τύποι IOL βασισμένοι στο OCT (RTVue Optovue, Inc., Fremont, CA, USA) ή IA (ORA Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) έχουν περιγραφεί να αποδίδουν ούτε καλύτερα ούτε χειρότερα αποτελέσματα συγκρινόμενα με τον τύπο Barrett True K (no history). Επίσης, ο υπολογιστής της ASCRS average έχει περιγραφεί με παρεμφερή απόδοση με τον τύπο Barrett True K (no history). Η ποιότητα της τιμής της average, μολαταύτα, βασίζεται στο σύνολο των δεδομένων της βιομετρίας που παρέχονται στον υπολογιστή και επομένως θα πρέπει να χρησιμοποιείται προσεκτικά.

Παρόμοια με τους οφθαλμούς μετά από RK, ο Barrett True K (history και no history) με βιομετρία που διατίθε-

ται από την IOLMaster 500 ή 700 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany), χάρη στη μεγάλη ακρίβεια, έχει εξελιχθεί ως το πρότυπο για πρόγνωση δύναμης IOL με τύπους γωνίας εκτροπής σε οφθαλμούς μετά από LASIK και μετά από PRK κατά τη διάρκεια των τελευταίων μερικών χρόνων. Αυτό είναι ορθό και για τους μετά από μυωπία και για τους μετά από υπερμετρωπία οφθαλμούς. Εφόσον ο Barrett True K δε διατίθεται, ο τύπος Haigis-L συνιστάται εντούτοις για μυωπικούς οφθαλμούς. Καινοτόμες εξελίξεις στην τεχνολογία έχουν κάνει την IA (ORA Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX) μία βιώσιμη εναλλακτική επιλογή, επιτυγχάνοντας σημαντικά μικρότερο μέσο απόλυτο προβλεπόμενο διαθλαστικό σφάλμα σε σχέση με τον Barrett True K σε μία πρόσφατη μελέτη. Ωστόσο, η απαιτούμενη διεγχειρητική τεχνολογία είναι ακριβή. Άλλη μια φορά, ο υπολογιστής της ASCRS average έχει περιγραφεί με παρεμφερή απόδοση με τον τύπο Barrett True K (no history) σε οφθαλμούς μετά από LASIK και μετά από PRK, όμως αυτά τα αποτελέσματα έχουν εφαρμογή μόνο εφόσον επαρκή δεδομένα βιομετρίας εισαχθούν συλλογικά στον υπολογιστή [π.χ. δεδομένα RTVue (Optovue, Inc., Fremont, CA, USA) συν δεδομένα IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) συν δεδομένα Atlas (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany)]. Ως εκ τούτου ένα σύνολο δεδομένων σπανίως θα είναι διαθέσιμο σε συνηθισμένο χώρο κλινικής, ο υπολογιστής της ASCRS average θα έπρεπε να ληφθεί υπόψη με προσοχή σε μία μικρότερη βάση δεδομένων βιομετρίας.

Καθώς η SMILE έχει χρησιμοποιηθεί από γιατρούς μόνο από το 2011, δεν υπάρχουν επαρκή εμπειρικά δεδομένα για την πρόγνωση της ακρίβειας της δύναμης του IOL. Καθώς μία ευρεία χρήση της μεθόδου, ωστόσο, αναμένεται, οι ολιγάριθμες υπάρχουσες θεωρητικές μελέτες μέχρι τώρα είναι αξιοσημείωτες. Από αυτές συμπεραίνεται μία πλεονεκτική ακρίβεια των τύπων Barrett True K (history και no history) και Masket. Επιπροσθέτως, το λογισμικό εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός Okulix (Panopsis, Mainz, Germany) βασισμένο

στην Pentacam HR (Oculus Optikgerate GmbH, Wetzlar, Germany) και η βιομετρία IOLMaster 500 (Carl Zeiss Meditec AG, Jena, Germany) φαίνεται να είναι μία ακριβής μέθοδος για να προσδιορίσουμε τη δύναμη του IOL.

Συνοπτικά, οι τύποι γωνίας εκτροπής νέας γενιάς όπως ο τύπος Barrett True K έχουν βελτιώσει την ακρίβεια πρόγνωσης της δύναμης του IOL σε οφθαλμούς με προηγηθείσα διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς. Η ακρίβεια πρόγνωσης οφθαλμών χωρίς διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς, μολαταύτα, δεν έχει επιτευχθεί. Καινοτόμες τεχνικές όπως ο υπολογισμός εντοπισμού κατεύθυνσης φωτός των δεδομένων της βιομετρίας ή η IA έχουν την προοπτική να βελτιώσουν περαιτέρω τα διαθλαστικά αποτελέσματα σε οφθαλμούς μετά από διαθλαστική επέμβαση κερατοειδούς. Τέλος, η πιο εκτεταμένη εφαρμογή των τύπων που στηρίζονται στη μηχανική εκμάθηση, οι οποίοι έχουν επιδείξει τεράστια ακρίβεια σε ανέγγιχτους οφθαλμούς, φαίνεται πως είναι ένα εύλογο βήμα.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Rosa N. Standards for reporting results of refractive surgery. *Journal of Refractive Surgery* 2001; 17(4):473-474.
2. Rosa N, Capasso L, Lanza M, Romano A. Axial eye length evaluation before and after myopic photorefractive keratectomy. *Journal of Refractive Surgery* 2005; 21(3):281-287.
3. de Bernardo M, Capasso L, Rosa N. Algorithm for the estimation of the corneal power in eyes with previous myopic laser refractive surgery. *Cornea* 2014; 33(6, article e2).
4. Cennamo G, Rosa N, Guida E, Del Prete A, Sebastiani A. Evaluation of corneal thickness and endothelial cells before and after excimer laser photorefractive keratectomy. *Journal of Refractive and Corneal Surgery* 1994; 10(2):137-141.
5. Ambrosio G, Cennamo G, de Marco R, Loffredo L, Rosa N, Sebastiani A. Visual function before and after photorefractive keratectomy for myopia. *Journal of Refractive and Corneal Surgery* 1994; 10(2):129-136.
6. Rosa N, Cennamo G, Del Prete A, Pastena B, Sebastiani A. Effects on the corneal endothelium six months following photorefractive keratectomy. *Ophthalmologica* 1995; 209(1):17-20.
7. Cennamo G, Rosa N, La Rana A, Bianco S, Sebastiani A. Non-contact tonometry in patients that underwent photorefractive keratectomy. *Ophthalmologica* 1997; 211(6):341-343.
8. Rosa N, Cennamo G, del Prete A, Bianco S, Sebastiani A. Endothelial cells evaluation two years after photorefractive keratectomy. *Ophthalmologica* 1997; 211(1):32-39.
9. Rosa N, Cennamo G. Noncontact tonometry after LASIK. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2001; 27(8):1146-1147.
10. Rosa N, Cennamo G, Sanchis Gimeno JA. Goldmann applanation tonometry after PRK and LASIK. *Cornea* 2001; 20(8):905-906.
11. Cennamo G, Rosa N. Noncontact tonometry after LASIK. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 2002; 28(12):2069-2070.
12. Lanza M, Rosa N, Capasso L, Iaccarino G, Rossi S, Romano A. Can we utilize photorefractive keratectomy to improve visual acuity in adult amblyopic eyes? *Ophthalmology* 2005; 112(10):1684-1691.
13. Rosa N, Furgiuele D, Lanza M, Capasso L, Romano A. Correlation of changes in refraction and corneal topography after photorefractive keratectomy. *Journal of Refractive Surgery* 2004; 20(5):478-483.
14. Rosa N, Lanza M, Capasso L, Lucci M, Polito B, Romano A. Anterior Chamber depth measurement before and after PRK: comparison between IOL master and Orbscan II. *Ophthalmology* 2006; 113(6):962-969.
15. Rosa N, Capasso L, Lanza M. Power calculation after laser refractive surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 2009; 35(9, article 1653).
16. Rosa N, Capasso L, de Bernardo M, Lanza M. IOL

power calculation after refractive surgery. *Ophthalmology* 2011; 118(11):p. 2309.

17. Rosa N, de Bernardo M, Lanza M. Axial eye length evaluation before and after hyperopic photorefractive keratectomy. *Journal of Refractive Surgery* 2013; 29, article 80.

18. Rosa N, Lanza M, Borrelli M, Polito B, Filosa ML, de Bernardo M. Comparison of central corneal thickness measured with Orbscan and Pentacam. *Journal of Refractive Surgery* 2007; 23(9):895-899.

19. De Bernardo M, Zeppa L, Cennamo M, Iaccarino S, Rosa N. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery in Caucasian patients. *European Journal of Ophthalmology* 2014; 24(4):494-500.

20. de Bernardo M, Rosa N. Letters to the editor: re: alveolar bone loss associated with age-related macular degeneration in males. *Journal of Periodontology* 2014;85(1):11-12.

21. Rosa N, De Bernardo M, Iaccarino S, Cennamo M. Intraocular lens power calculation: a challenging case. *Optometry & Vision Science* 2014; 91:e29-e31.

22. Cennamo G, Rosa N, Rosenwasser GOD, Sebastiani A. Phototherapeutic keratectomy in the treatment of Avellino dystrophy. *Ophthalmologica* 1994; 208(4):198-200.

23. Rosa N, Cennamo G, Pasquariello A, Maffulli F, Sebastiani A. Refractive outcome and corneal topographic studies after photorefractive keratectomy with different-sized ablation zones. *Ophthalmology* 1996; 103(7):1130-1138.

24. Cennamo G, Rosa N, del Prete A, Breve MA, Sebastiani A. The corneal endothelium 12 months after photorefractive keratectomy in high myopia. *Acta Ophthalmologica* 1997; 75(2):128-130.

25. Rosa N, Greer D, Rapuano CJ, Koch DD. Excimer laser photorefractive keratectomy. *Ophthalmology* 2000; 107(1):6-8.

26. Rosa N, Cennamo G, Sebastiani A. Classification of corneal topographic patterns after PRK [1] *Journal of Refractive Surgery* 2000; 16(4):481-483.

27. Rosa N, Cennamo G, Rinaldi M. Correlation

between refractive and corneal topographic changes after photorefractive keratectomy for myopia. *Journal of Refractive Surgery* 2001; 17(2):129-133.

28. Rosa N, Huang D. Multiple regression and vector analysis of LASIK for myopia and astigmatism. *Journal of Refractive Surgery* 2001; 17(5, article 620).

29. Rosa N, Cennamo G. Phototherapeutic keratectomy for relief of pain in patients with pseudophakic corneal edema. *Journal of Refractive Surgery* 2002; 18(3):276-279.

30. Rosa N, Iura A, Romano M, Verolino G, Romano A. Correlation between automated and subjective refraction before and after photorefractive keratectomy. *Journal of Refractive Surgery* 2002; 18(4):449-453.

31. Rosa N, Lanza M, De Rosa G, Romano A. Anterior corneal surface after Nidek EC-5000 multipass and multizone photorefractive keratectomy for myopia. *Journal of Refractive Surgery* 2002; 18(4):460-462.

32. Rosa N, Capasso L. Intraocular lens power calculation after photorefractive keratectomy for myopia. *Archives of Ophthalmology* 2003; 121(4) article 584.

33. Cennamo G, Rosa N, Breve MA, di Grazia M. Technical improvements in photorefractive keratectomy for correction of high myopia. *Journal of Refractive Surgery* 2003; 19(4):438-442.

34. Rosa N, Capasso L, Lanza M. New formula for calculating intraocular lens power after LASIK. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 2005; 31(10):1854-1855.

35. Rosa N, Capasso L. IOL power calculation after corneal refractive surgery. *Journal of Refractive Surgery* 2006; 22(8):735-736.

36. Rosa N, Lanza M, Capasso L. IOL power calculations for eyes with previous myopic LASIK. *Journal of Refractive Surgery* 2006; 22(4):p. 847.

37. Rosa N, Capasso L, Lanza M. IOL calculations after refractive surgery. *Journal of Cataract and Refractive Surgery* 2006; 32(12):p. 1984.

38. Rosa N, Capasso L, Lanza M, Borrelli M. Clinical results of a corneal radius correcting factor in calculating intraocular lens power after corneal refractive surgery.

Journal of Refractive Surgery 2009; 25(7):599-603.

39. Rosa N, de Bernardo M, Borrelli M, Filosa ML, Minuttillo E, Lanza M. Reliability of the IOLMaster in measuring corneal power changes after hyperopic photorefractive keratectomy. Journal of Refractive Surgery 2011; 27(4):293-298.

40. Rosa N, Borrelli M, de Bernardo M, Lanza M. Corneal morphological changes after myopic excimer laser refractive surgery. Cornea 2011; 30(2):130-135.

41. Rosa N, de Bernardo M, Romano MR, et al. Analysis of photoastigmatic keratectomy with the cross-cylinder ablation. Indian Journal of Ophthalmology 2012; 60(4):283-287.

42. Rosa N, Capasso L, Lanza M, Furgiuele D, Romano A. Reliability of the IOLMaster in measuring corneal power changes after photorefractive keratectomy. Journal of Cataract and Refractive Surgery 2004; 30(2):409-413.

43. Speicher L. Intra-ocular lens calculation status after corneal refractive surgery. Curr Opin Ophthalmol 2001; 12:17-29.

44. Wang L, Koch D. Intraocular lens power calculations in eyes with previous corneal refractive surgery: review and expert opinion. Ophthalmology 2020; 128:e121e131.

45. Tang M, Li Y, Avila M, et al. Measuring total corneal power before and after laser in situ keratomileusis with high-speed optical coherence tomography. J Cataract Refract Surg 2006; 32:1843-1850.

46. Rosa N, Capasso L, Romano A. A new method of calculating intraocular lens power after photorefractive keratectomy. J Refract Surg 2002; 18:720-724.

47. Rosa N, De Bernardo M, Borrelli M, et al. New factor to improve reliability of the clinical history method for intraocular lens power calculation after refractive surgery. J Cataract Refract Surg 2010; 36:2123-2128.

48. Rosa N, De Bernardo M, Borrelli M. Calculation of unknown preoperative K readings in postrefractive surgery patients. J Ophthalmol 2018; 2018:3120941.

49. von Helmholtz H. Handbuch der physiologischen Optik. Leipzig: Leopold Voss, 1909.

50. Wilson SE, Klyce SD. Advances in the analysis of corneal topography. Surv Ophthalmol 1991; 35:269-277.

51. Swartz T, Marten L, Wang M. Measuring the cornea: the latest developments in corneal topography. Curr Opin Ophthalmol 2007; 18:325-333.

52. Placido A. Novo Instrumento par Analyse Immediate das Irregularidades de Curvatura da Cornea. Period d'Oftalmologia Lisbon 1880; 6:44-49.

53. Zhao Y, Chen D, Savini G, et al. The precision and agreement of corneal thickness and keratometry measurements with SS-OCT versus Scheimpflug imaging. Eye Vis (Lond) 2020; 7:3.

54. Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. J Cataract Refract Surg 2005; 31:205-220.

55. Wegener A, Laser-Junga H. Photography of the anterior eye segment according to Scheimpflug's principle: options and limitations – a review. Clin Exp Ophthalmol 2009; 37:144-154.

56. de Jong T, Sheehan MT, Koopmans SA, et al. Posterior corneal shape: comparison of height data from 3 corneal topographers. J Cataract Refract Surg 2017; 43:518-524.

57. Nakagawa T, Maeda N, Higashiura R, et al. Corneal topographic analysis in patients with keratoconus using 3-dimensional anterior segment optical coherence tomography. J Cataract Refract Surg 2011; 37:1871-1878.

58. Marcos S. Aberrometry: basic science and clinical applications. Bull Soc Belge Ophthalmol 2006; 197-213.

59. Ianchulev T, Salz J, Hoffer K, et al. Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements. J Cataract Refract Surg 2005; 31:1530-1536.

60. De Bernardo M, Borrelli M, Imparato R, et al. Anterior chamber depth measurement before and after photorefractive keratectomy. Comparison between IOLmaster and Pentacam. Photodiagnosis Photodyn Ther 2020; 32:101976.

61. Aramberri J. Intraocular lens power calculation after corneal refractive surgery: Double-K method. J. Cataract Refract. Surg 2003; 29:2063-2068.

62. Haigis W. Strahldurchrechnung in Gaußscher Optik zur Beschreibung des Linsensystems Brille-Kontaktlinse-Hornhaut-Augenlinse (IOL). In: Schott K, Jacobi KW, Freyler H. (eds) 4. Kongreß der Deutschen Gesellschaft für Intraokularlinsen Implantation. Berlin: Springer, 1991, pp. 233-246.
63. Haigis W. Intraocular lens calculation after refractive surgery for myopia: Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34:1658-1663.
64. Shammas HJ, Shammas MC. No-history method of intraocular lens power calculation for cataract surgery after myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33:31-36.
65. Haigis W, Lege B, Miller N, et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238:765-773.
66. Kane JX, Chang DF. Intraocular lens power formulas, biometry, and intraoperative aberrometry: a review. *Ophthalmology* 2021; 128:e94-e114.
67. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19:700-712.
68. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14:17-24.
69. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16:333-340.
70. Potvin R, Hill W. New algorithm for post-radial keratotomy intraocular lens power calculations based on rotating Scheimpflug camera data. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:358-365.
71. Abulafia A, Hill WE, Koch DD, et al. Accuracy of the Barrett True-K formula for intraocular lens power prediction after laser in situ keratomileusis or photorefractive keratectomy for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2016; 42:363-369.
72. Preussner P-R, Wahl J, Lahdo H, et al. Ray tracing for intraocular lens calculation. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28:1412-1419.
73. Ghoreyshi M, Khalilian A, Peyman M, et al. Comparison of OKULIX ray-tracing software with SRK-T and Hoffer-Q formula in intraocular lens power calculation. *J Curr Ophthalmol* 2018; 30:63-67.
74. Olsen T, Hoffmann P. C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40:764-773.
75. Hill W. Hill-RBF calculator version 3.0, 2020, <https://rbfcalculator.com/online/index.html>
76. Kane JX. Kane formula, 2019, <https://www.iolformula.com/>
77. Waring GO, III, Lynn MJ, McDonnell PJ. Results of the prospective evaluation of radial keratotomy (PERK) study 10 years after surgery. *Arch Ophthalmol* 1994; 112:1298-1308.
78. Camellin M, Savini G, Hoffer KJ, et al. Scheimpflug camera measurement of anterior and posterior corneal curvature in eyes with previous radial keratotomy. *J Refract Surg* 2012; 28:275-279.
79. Werblin TP, Stafford GM. Three year results of refractive keratotomy using the Casebeer System. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22:1023-1029.
80. McDonnell PJ. Refractive surgery. *Br J Ophthalmol* 1999; 83:1257-1260.
81. Leite de Pinho Tavares R, de Almeida Ferreira G, Ghanem V, et al. IOL power calculation after radial keratotomy using the Haigis and Barrett True-K formulas. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2020; 36:832-837.
82. Turnbull AMJ, Crawford GJ, Barrett GD. Methods for intraocular lens power calculation in cataract surgery after radial keratotomy. *Ophthalmology* 2020; 127:45-51.
83. Ma J, Tang M, Wang L, et al. Comparison of newer IOL power calculation methods for eyes with previous radial keratotomy. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2016; 57:162-168.
84. Wang L, Spektor T, de Souza RG, et al. Evaluation of total keratometry and its accuracy for intraocular lens power calculation in eyes after corneal refractive surgery. *J Cataract*

Refract Surg 2019; 45:1416-1421.

85. Patel P, Ashena Z, Vasavada V, et al. Comparison of intraocular lens calculation methods after myopic laser-assisted in situ keratomileusis and radial keratotomy without prior refractive data. *Br J Ophthalmol* 2022; 106:47-53.

86. Curado S, Hida WT, Vilar CMC, et al. Intraoperative aberrometry versus preoperative biometry for IOL power selection after radial keratotomy: a prospective study. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2019; 35:656-661.

87. Gouvea L, Sioufi K, Brown CE, et al. Refractive accuracy of Barrett True-K vs intraoperative aberrometry for IOL power calculation in post-corneal refractive surgery eyes. *Clin Ophthalmol Auckl NZ* 2021; 15:4305-4315.

88. Hersh PS, Brint SF, Maloney RK, et al. Photorefractive keratectomy versus laser in situ keratomileusis for moderate to high myopia. *Ophthalmology* 1998; 105:1512-1522; discussion 1522-1523.

89. Wang L, Hill WE, Koch DD. Evaluation of intraocular lens power prediction methods using the American Society of Cataract and Refractive Surgeons Post-Keratometric Intraocular Lens Power Calculator. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36:1466-1473.

90. McCarthy M, Gavanski GM, Paton KE, et al. Intraocular lens power calculations after myopic laser refractive surgery: a comparison of methods in 173 eyes. *Ophthalmology* 2011; 118:940-944.

91. Yang R, Yeh A, George MR, et al. Comparison of intraocular lens power calculation methods after myopic laser refractive surgery without previous refractive surgery data. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39:1327-1335.

92. Rosa N, Cione F, Pepe A, et al. An Advanced Lens Measurement Approach (ALMA) in post refractive surgery IOL power calculation with unknown preoperative parameters. *PLoS ONE* 2020; 15: e0237990.

93. Potvin R, Hill W. New algorithm for intraocular lens power calculations after myopic laser in situ keratomileusis based on rotating Scheimpflug camera data. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41:339-347.

94. Fram NR, Masket S, Wang L. Comparison of

intraoperative aberrometry, OCT-based IOL formula, Haigis-L, and Masket Formulae for IOL power calculation after laser vision correction. *Ophthalmology* 2015; 122:1096-1101.

95. Wang L, Tang M, Huang D, et al. Comparison of newer intraocular lens power calculation methods for eyes after corneal refractive surgery. *Ophthalmology* 2015; 122:2443-2449.

96. Ferguson TJ, Downes RA, Randleman JB. IOL power calculations after LASIK or PRK: Barrett true-K biometer only calculation strategy yields equivalent outcomes as a multiple formula approach. *J Cataract Refract Surg* 2022; 48:784-789.

97. Fernández-Rosés J, Lamarca J, Hoffer KJ, et al. Color LED reflection topography: validation of equivalent keratometry reading for IOL power calculation in eyes with previous corneal myopic refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2022; 48:32-36.

98. Gasparian SA, Nassiri S, You H, et al. Intraoperative aberrometry compared to preoperative Barrett True-K formula for intraocular lens power selection in eyes with prior refractive surgery. *Sci Rep* 2022; 12:7357.

99. Moshirfar M, Bruner CD, Skanchy DF, et al. Small-incision lenticule extraction. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41:652-665.

100. Luft N, Schumann RG, Dirisamer M, et al. Wound healing, inflammation, and corneal ultrastructure after SMILE and femtosecond laser-assisted LASIK: a human ex vivo study. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2018; 34:393-399.

101. Reinstein DZ, Archer TJ, Randleman JB. Mathematical model to compare the relative tensile strength of the cornea after PRK, LASIK, and small incision lenticule extraction. *J Refract Surg Thorofare NJ* 1995 2013; 29:454-460.

102. Ishii R, Shimizu K, Igarashi A, et al. Influence of femtosecond lenticule extraction and small incision lenticule extraction on corneal nerve density and ocular surface: a 1-year prospective, confocal, microscopic study. *J Refract Surg* 2015; 31:10-15.

103. Luft N, Siedlecki J, Schworm B, et al. Intraocular lens power calculation after small incision lenticule extraction. *Sci Rep* 2020; 10:5982.
104. Zhu W, Zhang FJ, Li Y, et al. Stability of the Barrett True-K formula for intraocular lens power calculation after SMILE in Chinese myopic eyes. *Int J Ophthalmol* 2020; 13:560-566.
105. Lazaridis A, Schraml F, Preußner P-R, et al. Predictability of intraocular lens power calculation after small-incision lenticule extraction for myopia. *J Cataract Refract Surg* 2021; 47:304-310.