

IRIS DE SOUZA YAMANE

**Avaliação de parâmetros tomográficos de
córnea e segmento anterior e de variáveis
desencadeadas pela resposta ocular à
tonometria de não contato**

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutor em Ciências

Programa de Oftalmologia

Orientador: Prof. Dr. Milton Ruiz Alves

São Paulo

2012

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Yamane, Iris de Souza

Avaliação de parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior e de variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato / Iris de Souza Yamane. -- São Paulo, 2012.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Oftalmologia.

Orientador: Milton Ruiz Alves.

Descritores: 1.Córnea 2.Tomografia 3.Tonometria ocular 4.Biomecânica

USP/FM/DBD-172/12

Dedicatória |

Aos meus amados pais *Conceição* e *Yoshifumi*,
pela dedicação constante e valiosa inspiração
durante toda a vida.

Ao querido *Rodrigo*,
pela compreensão e incentivo fundamentais
ao longo do caminho.

Agradecimientos

Ao Professor Doutor **Milton Ruiz Alves**, notável professor de Oftalmologia da Universidade de São Paulo, pela brilhante orientação, persistente apoio e dedicação, que tornaram este trabalho real e possível.

Ao Professor Doutor **Mario Luiz Ribeiro**, ilustre coordenador do curso de pós-graduação de Oftalmologia da Universidade de São Paulo, pela inestimável oportunidade e permanente estímulo em participar deste prestigioso curso.

Ao Professor Doutor **Samir Jacob Bechara**, competente chefe do setor de Cirurgia Refrativa do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, e à sua preciosa equipe pela acolhida fraterna e apoio irrestrito.

Ao Professor Doutor **Renato Ambrósio Jr.**, membro da pós-graduação da Universidade Federal de São Paulo e professor afiliado da Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, pela importante contribuição, pelos preciosos conselhos e pela inextinguível amizade que sempre nos distinguiu.

Ao Professor Doutor **Bruno Machado Fontes**, distinto doutor pela Universidade Federal de São Paulo, pela prestativa colaboração e pelo estímulo na execução deste trabalho.

Aos colegas **Dra. Ana Laura Caiado, Dr. Bruno Valbon e Dr. Isaac Ramos**, pelo valioso auxílio na coleta de dados para esta pesquisa.

Ao estaticista **Guillermo Coca Velarde**, dedicado professor da Universidade Federal Fluminense, pela criteriosa análise estatística.

À professora **Luciana Aché**, formada em Letras pela Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, pela atenciosa revisão do texto.

À *Regina Ferreira de Almeida*, distinta secretária do curso de pós-graduação de Oftalmologia da Universidade de São Paulo, pelo sincero apoio e dedicação dispensados ao longo do curso.

A todos os professores, médicos e funcionários da Faculdade de Medicina e do Hospital das Clínicas da USP que contribuíram direta ou indiretamente para a realização deste trabalho.

“Não se aprende nada senão pela experiência.

A soberania do homem está no culto da ciência.”

Francis Bacon (1561-1626)

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de *International Committee of Medical Journals Editors* (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Serviço de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Serviço de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com *List of Journals Indexed in Index Medicus*.

Sumário

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE QUADROS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

SUMMARY

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	Objetivos.....	4
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	5
2.1	Biomecânica da córnea.....	6
2.1.1	Estrutura da córnea.....	6
2.1.2	Propriedades dos materiais corneanos.....	8
2.1.3	Métodos de medidas de propriedades biomecânicas da córnea <i>in vivo</i>	10
2.2	Tomografia de córnea e segmento anterior.....	14
2.2.1	Ultrassonografia de alta frequência.....	15
2.2.2	Coerência óptica.....	15
2.2.3	Orbscan.....	17
2.2.4	Sistema <i>Scheimpflug</i>	18
2.2.4.1	Pentacam.....	19
2.2.4.2	Galilei.....	20
2.3	Repercussão clínica dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior e das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.....	21
3	MÉTODOS.....	24
3.1	Aspectos éticos.....	25
3.2	Tipo de estudo.....	25
3.3	População e amostra.....	25
3.3.1	Crítérios de inclusão.....	26
3.3.2	Crítérios de exclusão.....	26
3.4	Procedimentos e técnicas.....	27
3.4.1	Pentacam.....	27

3.4.2	ORA	28
3.5	Variáveis	29
3.5.1	Variáveis dependentes.....	29
3.5.2	Variáveis independentes.....	34
3.6	Análise numérico-estatística	35
4	RESULTADOS.....	36
5	DISCUSSÃO	62
5.1	Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior.....	63
5.2	Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	69
5.3	Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com o gênero da população	72
5.4	Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com o gênero da população.....	74
5.5	Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com a idade da população	76
5.6	Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com a idade da população	80
5.7	Correlações significantes entre os parâmetros topográficos de córnea e segmento anterior e as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não aplanção.....	83
5.8	Considerações finais	96
6	CONCLUSÕES	99
7	ANEXOS	104
8	REFERÊNCIAS.....	136

Listas |

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

%	Por cento
+	Mais
-	Menos
±	Mais ou menos
*	Sinal de multiplicação
/	Sinal de divisão
>	Maior
<	Menor
≥	Maior ou igual
≤	Menor ou igual
°	Graus
BFS	Melhor esfera de referência, do inglês <i>Best Fit Sphere</i>
BFTE	Melhor esfera de referência elipsóide tórica, do inglês <i>Best Fit Sphere Toric Ellipsoid</i>
CAPPesq	Comissão de ética para análise de projetos de pesquisas
CCT	Espessura corneana central, do inglês <i>Central Corneal Thickness</i>
D	Dioptrias
DP	Desvio padrão
et al.	E outros, do latim <i>et ali</i>
LASIK	<i>Ceratomileusis in situ</i> assistida por laser, do inglês <i>Laser-Assisted in Situ Keratomileusis</i>
LogMAR	Logaritmo de ângulo mínimo de resolução, do inglês <i>Logarithm of Minimal Angle of Resolution</i>
µm	Micrômetro
mm	Milímetros

mm ³	Milímetros cúbicos
mmHg	Milímetros de mercúrio
N	Número de participantes da amostra
ORA	Analisador da resposta ocular, do inglês <i>Ocular Response Analyser</i>
PIO	Pressão intraocular
ROC	Característica Operativa do Receptor, do inglês <i>Receiver Operating Characteristic</i>

Parâmetros fornecidos pelo Pentacam

<i>K1</i>	Ceratometria meridiano mais plano
<i>K2</i>	Ceratometria meridiano mais curvo
<i>K Front Max</i>	Ceratometria máxima no mapa de curvatura axial
<i>Astig</i>	Diferença K1 - K2
<i>ISV</i>	Índice de variação da superfície da córnea
<i>IVA</i>	Índice de assimetria vertical da córnea
<i>KI</i>	Índice ceratocone
<i>CKI</i>	Índice ceratocone central
<i>IHA</i>	Índice de assimetria em elevação da córnea
<i>IHD</i>	Índice de descentralização por elevação da córnea
<i>BAD Df</i>	Índice Belin-Ambrósio da superfície anterior da córnea
<i>BAD Db</i>	Índice Belin-Ambrósio da superfície posterior da córnea
<i>BAD Dp</i>	Índice Belin-Ambrósio da progressão paquimétrica da córnea
<i>BAD Dt</i>	Índice Belin-Ambrósio do ponto mais fino da córnea
<i>BAD Dy</i>	Índice Belin-Ambrósio do deslocamento do ponto mais fino da córnea

<i>BAD D</i>	Índice Belin-Ambrósio da superfície da córnea
<i>ART Max</i>	Índice <i>Ambrósio Relational Thinnest</i> máximo
<i>ART Avg</i>	Índice <i>Ambrósio Relational Thinnest</i> médio
<i>ART Min</i>	Índice <i>Ambrósio Relational Thinnest</i> mínimo
<i>Enh BFS Front 8mm</i>	Variável de elevação anterior da córnea
<i>Enh BFS Back 8mm</i>	Variável de elevação posterior da córnea
<i>Ele F BFS 8mm Apex</i>	Variável de elevação anterior do ápice da córnea
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone</i>	Variável de elevação anterior da córnea
<i>Ele B BFS 8mm Apex</i>	Variável de elevação posterior do ápice da córnea
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea
<i>Ele B BFS 8mm Max 4mm zone</i>	Variável de elevação posterior da córnea
<i>Ele F BFTE 8mm Apex</i>	Variável de elevação anterior do ápice da córnea
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea
<i>Ele F BFTE 8mm 4 mm zone</i>	Variável de elevação anterior da córnea
<i>Ele B BFTE 8mm Apex</i>	Variável de elevação posterior do ápice da córnea
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone</i>	Variável de elevação posterior da córnea
<i>RPI Max</i>	Índice de progressão paquimétrica máxima em cada meridiano da córnea
<i>RPI Avg</i>	Índice de progressão paquimétrica média em cada meridiano da córnea

<i>RPI Min</i>	Índice de progressão paquimétrica mínima em cada meridiano da córnea
<i>Diff RPI Max Compl</i>	Diferença no índice <i>RPI Max</i>
<i>Diff RPI Min Compl</i>	Diferença no índice <i>RPI Min</i>
<i>Pachy Min</i>	Paquimetria corneana mínima
<i>Pachy Apex</i>	Paquimetria no ápice da córnea
<i>Pachy Pupil</i>	Paquimetria no eixo pupilar
<i>Rel Pachy Min</i>	Paquimetria mínima relativa
<i>Asph Q Front 30⁰</i>	Asfericidade anterior em 30 ⁰ de excentricidade
<i>Asph Q Back 30⁰</i>	Asfericidade posterior em 30 ⁰ de excentricidade
<i>Q Asymmetr Frontal Hor 30⁰</i>	Asfericidade anterior do meridiano horizontal em 30 ⁰ de excentricidade
<i>Q Asymmetr Frontal Vert 30⁰</i>	Asfericidade anterior do meridiano vertical em 30 ⁰ de excentricidade
<i>AC Depth</i>	Profundidade de câmara anterior
<i>AC Volume</i>	Volume da câmara anterior
<i>Ch Angle</i>	Ângulo da câmara anterior
<i>Volume</i>	Volume do cristalino
<i>PNS</i>	Estadiamento nuclear do Pentacam (densitometria do núcleo do cristalino), do inglês <i>Pentacam Nuclear Staging</i>
<i>Densid Avg %</i>	Densidade média do cristalino em %

Parâmetros fornecidos pelo ORA, derivados da pressão

<i>IOPg</i>	Pressão intraocular correlacionada a Goldmann ($P1 + P2$) / 2
<i>IOPcc</i>	Pressão intraocular compensada pela córnea ($P2 - 0,43 * P1$)

<i>CH</i>	Histerese da córnea (P1 - P2)
<i>CRF</i>	Fator de resistência da córnea (P1 - 0,7 * P2)

Índices fornecidos pelo ORA

<i>KC Score</i>	Combinação de parâmetros derivados da forma da onda (detecção ceratocone)
<i>KC Normal</i>	Percentual de similaridade - córneas normais
<i>KC Suspect</i>	Percentual de similaridade - suspeita de ceratocone
<i>KC Mild</i>	Percentual de similaridade - ceratocone leve
<i>KC Moderate</i>	Percentual de similaridade - ceratocone moderado
<i>KC Severe</i>	Percentual de similaridade - ceratocone avançado

Parâmetros fornecidos pelo ORA, derivados da forma da onda - *waveform* (75% da porção superior dos picos 1 e 2)

<i>WS</i>	Escore da forma da onda, do inglês <i>Waveform Score</i>
<i>aindex</i>	Número de vezes que a linha muda de direção no ápice do pico 1
<i>bindex</i>	Número de vezes que a linha muda de direção no ápice do pico 2
<i>p1area</i>	Área do pico 1
<i>p2area</i>	Área do pico 2
<i>h1</i>	Altura do pico 1
<i>h2</i>	Altura do pico 2
<i>w1</i>	Largura da base do pico 1

<i>w2</i>	Largura da base do pico 2
<i>aspect1</i>	Razão $h1/w1$
<i>aspect2</i>	Razão $h2/w2$
<i>uslope1</i>	Taxa de elevação da base para ápice do pico 1
<i>uslope2</i>	Taxa de elevação da base para ápice do pico 2
<i>dslope1</i>	Taxa de queda do ápice para a base do pico 1
<i>dslope2</i>	Taxa de queda do ápice para a base do pico 2
<i>dive1</i>	Valor absoluto do ponto superior do pico 1 até a primeira mudança de direção da linha no ápice
<i>dive2</i>	Valor absoluto do ponto superior do pico 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice
<i>path1</i>	Valor absoluto do comprimento da linha do pico 1
<i>path2</i>	Valor absoluto do comprimento da linha do pico 2
<i>mslew1</i>	Aumento máximo da elevação do pico 1
<i>mslew 2</i>	Aumento máximo da elevação do pico 2
<i>slew1</i>	Razão $dive1/w1$
<i>slew2</i>	Razão $dive2/w2$
<i>aplhf</i>	Ruído alta frequência na região entre pico 1 e 2

Parâmetros fornecidos pelo ORA, derivados da forma da onda - waveform (50% da porção superior dos picos 1 e 2)

<i>p1areal</i>	Área do pico 1
<i>p2areal</i>	Área do pico 2
<i>h11</i>	Altura do pico 1
<i>h21</i>	Altura do pico 2
<i>w11</i>	Largura da base do pico 1

<i>w21</i>	Largura da base do pico 2
<i>aspect11</i>	Razão $h11/w11$
<i>aspect21</i>	Razão $h21/w21$
<i>uslope11</i>	Taxa de elevação da base para o ápice do pico 1
<i>uslope21</i>	Taxa de elevação da base para o ápice do pico 2
<i>dslope11</i>	Taxa de queda do ápice para a base do pico 1
<i>dslope21</i>	Taxa de queda do ápice para a base do pico 2
<i>path11</i>	Valor absoluto do comprimento da linha pico 1
<i>path21</i>	Valor absoluto do comprimento da linha pico 2

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Representação gráfica da curva de pressão do jato de ar e resposta do tecido corneano à mesma12

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Parâmetros fornecidos pelo Pentacam.....	29
Quadro 2 - Parâmetros fornecidos pelo ORA.....	33

LISTA DE TABELAS

Tabela 1.	Sumário dos valores dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.....	37
Tabela 2.	Sumário dos valores das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.....	40
Tabela 3.	Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior cujas médias e desvios-padrão apresentaram diferenças significantes com o gênero da população.....	42
Tabela 4.	Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato cujas médias e desvios-padrão apresentaram diferenças significantes com o gênero da população.....	43
Tabela 5.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior com a idade da população.....	44
Tabela 6.	Resultados das correlações significantes das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato com a idade da população.....	46
Tabela 7.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros ceratométricos K1, K2, Astig e K Max Front com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.....	48
Tabela 8.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos <i>IVA</i> , <i>KI</i> , <i>CKI</i> , <i>IHA</i> e <i>IHD</i> com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.....	49
Tabela 9.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos <i>BAD Df</i> , <i>BAD Db</i> , <i>BAD Dp</i> , <i>BAD Dt</i> , <i>BAD Dy</i> e <i>BAD D</i> com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.....	50
Tabela 10.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros <i>ART Max</i> , <i>ART Avg</i> e <i>ART Min</i> com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.....	52

Tabela 11.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação <i>Enh BFS Front 8mm, Enh BFS Back 8mm, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFS 8mm Max 4mm zone, Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8mm Thinnest e Ele F BFS 8mm Max 4mm zone</i> com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	53
Tabela 12.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros <i>RPI Min, RPI Max, RPI Avg, Diff RPI Max Comp e Diff RPI Min Compl</i> com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	56
Tabela 13.	Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros paquimétricos <i>Pachy Min, Pachy Apex, Pachy Pupil e Rel Pachy Min</i> com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	58
Tabela 14.	Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros de asfericidade <i>Asph Q Front 30⁰, Q Asymmetr Front Hor 30⁰ e Q Asymmetr Front Vert 30⁰</i> , fornecidos pelo Pentacam com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	59
Tabela 15.	Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino <i>AC Dept, AC Volume, Ch Angle, PNS e Dens Avg %</i> com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato	60

Resumo |

Yamane IS. *Avaliação de parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior e de variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato* [tese].

São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2012. 149 p.

OBJETIVO: avaliar e correlacionar parâmetros tomográficos de segmento anterior e parâmetros biomecânicos de córnea entre si, com a idade e o gênero de pacientes com olhos normais. **MÉTODOS:** um estudo clínico de série de casos com intervenção diagnóstica foi realizado, envolvendo um olho selecionado aleatoriamente de 235 pacientes (235 olhos). Os pacientes foram submetidos a exame oftalmológico completo, incluindo avaliação tomográfica (Pentacam) e biomecânica (ORA). Parâmetros avaliados pelo Pentacam: *K1, K2, K Front Max, Astig, ISV, IVA, KI, CKI, IHA, IHD, BAD D, BAD Df, BAD Db, BAD Dp, BAD Dt, BAD Dy, ART Max, ART Avg, ART Min, Enh BFS Front 8mm, Enh BFS Back 8mm, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFS 8mm Max 4mm zone, Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFS 8mm Max 4mm zone, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm 4 mm zone, Ele B BFTE 8mm Apex, Ele B BFTE 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone, RPI Max, RPI Avg, RPI Min, Diff RPI Max Compl, Diff RPI Min Compl, Pachy Min, Pachy Apex, Pachy Pupil, Rel Pachy Min, Asph Q Front 30°, Asph Q Back 30°, Q Asymmetr Frontal Hor 30°, Q Asymmetr Frontal Vert 30°, AC Depth, AC Volume, Ch Angle, Volume, PNS, Densid Avg %*. Parâmetros avaliados pelo ORA: *IOPg, IOPcc, CH, CRF, KC Score, KC Normal, KC Suspect, KC Mild, KC Moderate, KC Severe, WS, aindex, bindex, plarea, p2area, aspect1, aspect2, uslope1, uslope2, dslope1, dslope2, w1, w2, h1, h2, dive1, dive2, path1, path2, mslew1, mslew2, slew1, slew2, aplhf, plarea1, p2area1, aspect11, aspect21, uslope11, uslope21, dslope11, dslope21, w11, w21, h11, h21, path11, path21*. **RESULTADOS:** *K1, K2, K Max Front, BAD Df, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Thinnest, CRF e CH* apresentaram valores mais altos no sexo feminino, enquanto *BAD Db, Enh BFS Front 8mm, AC Depth, AC Volume, Ch Angle, plarea, w2, h1, plarea1, w21 e h11* apresentam valores mais altos no sexo masculino. *CKI, BAD Db, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8mm Thinnest, Asph Q Back 30°, AC Depth, Ch Angle* mostraram forte correlação negativa com a idade. *Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Apex, Ele B BFTE 8mm Thinnest* mostraram forte correlação positiva com a idade. As correlações mais altas de *CH e CRF* ocorreram com *BAD Dt, Pachy Min, Pachy Apex e Pachy Pupil*, ou seja, *CH e CRF* apresentaram associação positiva com a espessura corneana central. As correlações mais altas da *IOPg* ocorreram com *BAD Dt, ART Max, ART Avg, Pachy Min, Pachy Apex e Pachy Pupil* mostrando ser afetada pela espessura corneana. A *IOPcc* mostrou correlações mais baixas do que as obtidas com a *IOPg*, sendo esta menos afetada pela espessura corneana. **CONCLUSÃO:** Os parâmetros tomográficos de segmento anterior (Pentacam) e biomecânicos (ORA) mostraram diversas associações estatisticamente significantes entre si com a idade e com o gênero de pacientes com olhos normais.

DESCRITORES: 1.Córnea; 2.Tomografia de córnea; 3.Tonometria ocular; 4.Biomecânica.

Summary |

Yamane IS. *Evaluation of corneal and anterior segment tomography parameters and variables triggered by ocular response to non-contact tonometry* [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo” ; 2012. 149 p.

PURPOSE: to evaluate and to correlate anterior segment tomography parameters and corneal biomechanical parameters between each other, age and gender in patients with healthy eyes. **METHODS:** a clinical study of case series design with diagnostic intervention was conducted, involving one eye randomly selected from 235 patients (235 eyes). Patients underwent complete ophthalmological examination, including tomographic (Pentacam) and biomechanical (ORA) evaluation. Pentacam parameters assessed: *K1, K2, K Front Max, Astig, ISV, IVA, KI, CKI, IHA, IHD, BAD D, BAD Df, BAD Db, BAD Dp, BAD Dt, BAD Dy, ART Max, ART Avg, ART Min, Enh BFS Front 8mm, Enh BFS Back 8mm, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFS 8mm Max 4mm zone, Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFS 8mm Max 4mm zone, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm 4 mm zone, Ele B BFTE 8mm Apex, Ele B BFTE 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone, RPI Max, RPI Avg, RPI Min, Diff RPI Max Compl, Diff RPI Min Compl, Pachy Min, Pachy Apex, Pachy Pupil, Rel Pachy Min, Asph Q Front 30°, Asph Q Back 30°, Q Asymmetr Frontal Hor 30°, Q Asymmetr Frontal Vert 30°, AC Depth, AC Volume, Ch Angle, Volume, PNS, Densid Avg %*. ORA Parameters assessed: *IOPg, IOPcc, CH, CRF, KC Score, KC Normal, KC Suspect, KC Mild, KC Moderate, KC Severe, WS, aindex, bindex, plarea, p2area, aspect1, aspect2, uslope1, uslope2, dslope1, dslope2, w1, w2, h1, h2, dive1, dive2, path1, path2, mslew1, mslew 2, slew1, slew2, aplhf, plarea1, p2area1, aspect11, aspect21, uslope11, uslope21, dslope11, dslope21, w11, w21, h11, h21, path11, path21*. **RESULTS:** *K1, K2, K Max Front, BAD Df, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Thinnest, CRF and CH* showed higher values in females and *BAD Db, Enh BFS Front 8mm, AC Depth, AC Volume, Ch Angle, plarea, w2, h1, plarea1, w21 and h11* showed higher values in males. *CKI, BAD Db, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8mm Thinnest, Asph Q Back 30°, AC Depth, Ch Angle* showed strong negative correlation with age. *Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFS 8mm Thinnest, Ele B BFTE 8mm Apex, Ele B BFTE 8mm Thinnest* showed strong positive correlation with age. The highest correlations of *CH* and *CRF* occurred with *BAD Dt, Pachy Min, Pachy Apex* and *Pachy Pupil*, i.e. *CH* and *CRF* presented positive association with central corneal thickness. The highest correlations of *IOPg* occurred with *BAD Dt, ART Max, ART Avg, Pachy Min, Pachy Apex* and *Pachy Pupil*, showing that it is affected by the thickness of the cornea. *IOPcc* showed lower correlations than those obtained with *IOPg*, showing that it is less affected by the thickness of the cornea. **CONCLUSION:** Anterior segment tomographic parameters (Pentacam) and biomechanical parameters (ORA) showed several statistically significant associations between each other, age and gender in patients with healthy eyes.

DESCRIPTORS: 1. Cornea; 2. Tomography; 3. Tonometry, ocular; 4. Biomechanics

1 Introdução

O conhecimento da biomecânica da córnea e sua resposta à deformação tem enorme relevância clínica (Medeiros *et al.*, 2010; Medeiros *et al.*, 2011a; 2011b). A avaliação biomecânica da córnea *in vivo* foi primeiramente descrita por Luce (2005), com o desenvolvimento do *Ocular Response Analyzer* (ORA, Reichert Ophthalmic Instruments, Depew, New York, USA). O ORA despertou o interesse de muitos investigadores, permitindo que novas variáveis biomecânicas, como a histerese de córnea (*CH*) e o fator de resistência de córnea (*CRF*), pudessem ser estudadas em córneas com e sem anormalidades (Kotecha, 2007; Fontes *et al.*, 2008; Shah *et al.*, 2008; Shen *et al.*, 2008; Sun *et al.*, 2009; Fontes *et al.*, 2010a-c; Fontes *et al.*, 2011). A expectativa de que o emprego do ORA pudesse diferenciar córneas normais de córneas com ceratocone e que o uso deste conhecimento pudesse nortear a seleção de candidatos à cirurgia refrativa não se concretizaram (Fontes *et al.*, 2011). A avaliação de parâmetros tomográficos na seleção de pacientes ao tratamento fotorrefrativo a *laser* é hoje considerado o padrão-ouro (Ambrósio *et al.*, 2011a).

Em 2004, foi introduzido no mercado mundial o primeiro sistema rotatório de câmaras com sistema *Scheimpflug* (Pentacam, OCULUS, Wetzlar, Alemanha). O equipamento permite ao examinador realizar diversos tipos de análises com as imagens adquiridas: imagem *Scheimpflug*; imagens em 3-D da câmara anterior, volume e profundidade; topografia de córnea de limbo-a-limbo com a análise de 25 mil pontos, possibilitando mapas axial, tangencial e de elevação das superfícies anterior e posterior; densidade do cristalino; paquimetria corneana de limbo-a-limbo; *True Net Power* – mapa que mostra o poder real da córnea nas diferentes partes,

levando em consideração a curvatura posterior e a espessura da córnea e a tomografia do segmento anterior; e um modelo virtual do segmento anterior do olho (*Sousa et al., 2006*).

O desenvolvimento dos equipamentos com sistema *Scheimpflug* contribuiu para o aprimoramento das técnicas cirúrgicas refrativas, melhorando a seleção e o acompanhamento pós-cirúrgico dos candidatos. Com o emprego desta tecnologia, o diagnóstico de ceratocone e de outras anormalidades da córnea pode ser melhorado com as informações fornecidas pelos mapas de curvatura, de elevação, de distribuição paquimétrica da córnea e outros dados do segmento anterior (*et al., 2006; Luz et al., 2006; Uçahhan et al., 2006; Wang et al., 2006; de Sanctis et al., 2007; Emre et al., 2007; Miranda et al., 2009; Piñero et al., 2009; Prospero et al., 2009; Vinciguerra et al., 2009*). Contudo, as informações obtidas com o emprego destas tecnologias ainda parecem ser insuficientes para uma diferenciação acurada entre uma córnea normal e outra com ceratocone incipiente, o que é imprescindível para a detecção de córneas com mais susceptibilidade a desenvolver ectasia após a cirurgia fotorrefrativa a laser (*Rabinowitz, 2006; Randleman et al., 2006; Fontes et al., 2010a-c; Fontes et al., 2011*). Desta forma, o estudo biomecânico e tomográfico da córnea e segmento anterior é fundamental tanto para a indicação e realização do procedimento como para a predição de resultados desfavoráveis (*Randleman et al., 2006*).

As propriedades materiais da córnea são heterogêneas, anisotrópicas, não lineares e viscoelásticas (*Ethier et al., 2004*). Estas propriedades exercem importante influência na acurácia da medida da pressão intraocular. É possível que variáveis biomecânicas como *CH* e *CRF* possam prover indicação de integridade estrutural da

cabeça do nervo óptico (*Kotecha, 2007*). Novas investigações, incluindo população em estudos longitudinais, são necessárias para determinar o papel da biomecânica corneana como preditora independente de susceptibilidade ao glaucoma (*Kotecha, 2007; Mansouri et al., 2012*).

O acesso a novas variáveis biomecânicas e tomográficas da córnea e segmento anterior possibilitado, respectivamente, pelo ORA e pelo Pentacam, sinaliza a necessidade de novos estudos em indivíduos com olhos normais para correlacionar medidas biomecânicas e tomográficas entre si e com variáveis demográficas da população.

1.1 Objetivos

- Avaliar e correlacionar parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato entre si, com a idade e com o gênero de pacientes com olhos normais.

2 Revisão da literatura

2.1 Biomecânica da córnea

O estudo da biomecânica da córnea se baseia no equilíbrio e nas deformações teciduais desencadeadas em resposta a forças aplicadas em direções diferentes e com intensidades variadas (Zeng *et al.*, 2001; Ethier *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2005; Dupps, Wilson, 2006). Fatores extra e intracorneanos influenciam o equilíbrio dinâmico da arquitetura e o funcionamento da córnea. Os fatores extracorneanos incluem a pressão intraocular (PIO) e atmosférica, além da pressão exercida pelas pálpebras, músculos extraoculares e músculo ciliar, sendo a PIO o fator mais importante deles (Ethier *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2005; Dupps, Wilson, 2006). Os fatores intracorneanos incluem a densidade, o entrecruzamento, as ligações químicas, a distribuição, a orientação e os tipos de fibras colágenas, a espessura central e sua variação regional, a hidratação estromal e seu controle pelo endotélio, e outros, como a idade e a exposição solar (Ethier *et al.*, 2004; Torres *et al.*, 2005; Dupps, Wilson, 2006).

2.1.1 Estrutura da córnea

O colágeno é o principal componente da córnea e da esclera, conferindo a ambas alta resistência tensil e elasticidade (Hogan *et al.*, 1971). O colágeno encontra-se na camada de Bowman e no estroma, sendo o estroma responsável por cerca de 90% da espessura total da córnea hidratada (Hogan *et al.*, 1971). O estroma apresenta um arranjo organizado de fibrilas colágenas de pequeno diâmetro,

mantidas separadas por uma matriz de proteoglicanos que mantem uniforme o espaço interfibrilar (*Maurice, 1988*). O número destas lamelas varia entre 300, no centro, e 500, no limbo (*Komai, Ushiki, 1991*). As lamelas do estroma anterior cursam de forma oblíqua e aleatória através da córnea, comumente começam no limbo e terminam na camada de Bowman, onde se entrelaçam com o colágeno dentro da camada de Bowman (*Maurice 1988; Müller et al., 2001*). Por outro lado, as lamelas posteriores são mais espessas e largas, com maior arranjo de limbo-a-limbo, direcionando-se preferencialmente nos meridianos inferior-superior e medial-lateral (*Meek et al., 1987; Newton, Meek, 1998*). No limbo, as lamelas estromais se interlaçam com o colágeno escleral, tomando um curso circular ao qual é creditado o aumento de espessura do tecido nesta região (*Maurice, 1988; Newton, Meek, 1988*).

A matriz extracelular de proteoglicanos é hidrofílica e se embebe de água proveniente da câmara anterior e do filme lacrimal via endotélio e epitélio, respectivamente (*Fischbarg, Maurice, 2004*). A hidratação da córnea é mantida em nível constante pelo mecanismo de bomba que está presente predominantemente no endotélio e também no epitélio da córnea (*Fischbarg, Maurice, 2004*). Variações na hidratação corneana causam alterações na disposição das fibrilas, resultando em perda de transparência corneana (*Fischbarg, Maurice, 2004*).

Com o aumento da idade, a córnea torna-se mais rija devido à deposição contínua de colágeno nas fibrilas e ao aumento das ligações cruzadas (*cross-linking*) entre elas (*Malik et al., 1992*). Decorrente desta organização, a córnea humana apresenta curvatura esférica e é anisotrópica, porque expressa diferentes propriedades físicas quando uma pressão é aplicada em diferentes direções. Estas propriedades não são constantes e se alteram de acordo com a idade, com doenças

corneanas e com o nível de hidratação pela perda de organização das lamelas estromais, resultando na alteração biomecânica da córnea (*Kotecha, 2007*).

2.1.2 Propriedades dos materiais corneanos

No estudo de propriedades mecânicas dos materiais, o comportamento das deformações ocorre em função da tensão aplicada. Em pequenas deformações, a tensão é proporcional à deformação, que é reversível ou elástica, ou seja, o material retorna ao comprimento original quando a tensão cessa. Quando o limite elástico é ultrapassado, o material não retorna ao comprimento original e apresenta comportamento plástico. Mesmo que o material seja elástico, as curvas de deformação e relaxamento podem não coincidir. Este fenômeno é conhecido como histerese elástica e resulta da dissipação de energia elástica durante a deformação não-linear, cujo valor por unidade de volume é determinado pela área entre as curvas de tensão em função da deformação. Alguns materiais, quando expostos a tensões contínuas, alteram suas propriedades elásticas de forma que a variação da tensão no material com a deformação varia com o tempo (*Mützenber et al., 2004*).

As propriedades mecânicas da córnea e seus materiais constituintes são importantes para ligar a morfologia com o comportamento mecânico. Os tecidos ou materiais elásticos apresentam relação entre a força aplicada e a deformação, de tal forma que, quando a força é retirada, o formato original é recuperado (*Dupps, Roberts, 2006*). A viscosidade se refere à tendência de um líquido resistir a fluir, com um ciclo força-deformação diretamente proporcional (*Dupps, Roberts, 2006*). Na terminologia científica dos materiais, a córnea é uma estrutura complexa,

caracterizada por propriedades viscoelásticas e de elásticos não lineares (Dupps, Roberts, 2006). A córnea apresenta ainda propriedades materiais heterogêneas, não lineares e altamente anisotrópicas (Roberts, 2001; Anderson et al., 2004; Ethier et al., 2004; Torres et al., 2005; Dupps, Wilson, 2006).

O módulo elástico de Young fornece um indicador intrínseco da dureza dos materiais (Hjortdal, 1996). Tradicionalmente, é medido em um pequeno pedaço de tecido com o extensômetro, equipamento que mede a força gerada durante o alongamento deste tecido (Hoeltzel et al., 1992; Hjortdal, 1996). Um material elástico retorna à sua geometria original quando a força aplicada é removida e o faz de maneira completamente reversível ao longo da mesma linha de tração (Dupps, Roberts, 2006). Um módulo alto indica que o material é rígido ou apresenta baixo poder de deformação (Dupps, Roberts, 2006). A variação de respostas ao módulo elástico em córneas humanas é muito ampla e reflete os desafios de se obter dados representativos de uma amostra com as mesmas características, como hidratação, preservação e variações de técnicas cirúrgicas empregadas no tecido *ex-vivo* (Hjortdal, 1966). A variação normal dos valores do módulo de Young de córnea humana permanece desconhecida. Modelos matemáticos sugerem que varia com a PIO verdadeira e que córneas mais duras manifestam valores mais altos de PIO verdadeira (Orssenjo et al., 1999).

A viscosidade é uma propriedade dos fluidos, de transmissão de movimento, da resistência de um material à fricção ou escoamento quando submetido à tensão. Os materiais viscosos fluem quando uma força é aplicada sobre eles, mas não retornam à forma original quando a tensão é removida (Kotecha, 2007). Os materiais viscoelásticos apresentam elementos de viscosidade e elasticidade, de tal forma que a

energia é dissipada por estes materiais quando sofrem a ação de uma força (Kotecha, 2007). A histerese refere-se à energia perdida durante o ciclo força-deformação (Kotecha, 2007). A maioria dos materiais biológicos, incluindo o colágeno, é viscoelástica e apresenta histerese (Kotecha, 2007).

2.1.3 Métodos de medida de propriedades biomecânicas da córnea *in vivo*

O conhecimento das propriedades elásticas e viscoelásticas da córnea vem se tornando alvo de atenção em diversas subespecialidades da Oftalmologia, destacando-se a Cirurgia Refrativa e o Glaucoma (Dupps, Roberts, 2006). A avaliação das propriedades biomecânicas da córnea vinha sendo possível apenas em estudos experimentais de olhos enucleados ou com a utilização de modelos matemáticos (Dupps, Roberts, 2006). Esta realidade muda com a disponibilização do ORA e de novas tecnologias, destacando-se a interferometria, a razão entre a velocidade de condução da energia luminosa e sonora do parênquima corneano e o sistema CorVis (Luce, 2005, Dupps, Roberts, 2006; Ambrósio *et al.*, 2011b).

O ORA mede propriedades biomecânicas da córnea utilizando um pulso de ar com intensidade (pressão) conhecida, que é direcionado ao olho, fazendo a córnea mover-se para dentro até atingir o estágio de aplanção e, em seguida, de suave concavidade. Poucos milissegundos após a primeira aplanção, a bomba de ar cessa e a intensidade da pressão de ar começa a declinar de forma simétrica, em velocidade e tempo, ao primeiro jato. Durante este declínio da pressão, a córnea irá voltar para sua conformação original, ocorrendo então a segunda aplanção. Durante os 20

milissegundos totais do exame, raios infravermelhos são direcionados para os 3 mm centrais da córnea e os raios refratados são monitorizados por um sistema eletro-óptico. Estas informações são enviadas para um detector de sinal que define o exato momento em que ocorrem as aplanções e determina a pressão do jato de ar correspondente em cada uma delas (Luce, 2005).

A córnea, devido à sua viscoelasticidade, oferece resistência e amortecimento (absorção de energia) ao jato de ar. Uma parte da energia gerada pelo primeiro jato de ar é absorvida e acumulada no tecido e mantém a córnea em estado de conformação alterado. Durante a excursão de volta, a córnea passa pelo segundo estado de aplanção, em que a pressão do jato (P_2) é menor se comparado ao que provocou a primeira aplanção (P_1). A *CH* é o valor dado pela diferença entre as pressões de aplanção P_1 e P_2 e reflete resistência da córnea à aplanção (Luce, 2005) (Figura 1).

A média das pressões P_1 e P_2 fornece a pressão denominada *IOP_g*, cujo valor tem correspondência com a pressão de Goldmann (Luce, 2005). Além da *CH*, o ORA calcula duas outras medidas derivadas das duas pressões de aplanção: *IOP_{CC}* e *CRF* (Luce, 2005). Para o cálculo da *IOP_{CC}*, utiliza-se a fórmula $P_2 - (0,43 * P_1)$, onde P_1 e P_2 são as pressões correspondentes à primeira e à segunda aplanção, respectivamente, e a constante 0,43 é derivada de estudo realizado pelo fabricante (Luce, 2005). A *IOP_{CC}* é uma pressão intraocular calculada para diminuir a influência dos parâmetros corneanos na medida da PIO (raio de curvatura, paquimetria e viscosidade) (Luce, 2005). Para o cálculo do *CRF*, utiliza-se a fórmula $P_1 - (0,7 * P_2)$, onde P_1 e P_2 são as pressões correspondentes à primeira e à segunda aplanção, respectivamente, e a constante 0,7 é derivada de estudo realizado pelo

fabricante (Luce, 2005). Um valor baixo de *CRF* significa que a córnea oferece menos resistência à aplanção pelo pulso de ar (Dupps, Roberts, 2006).

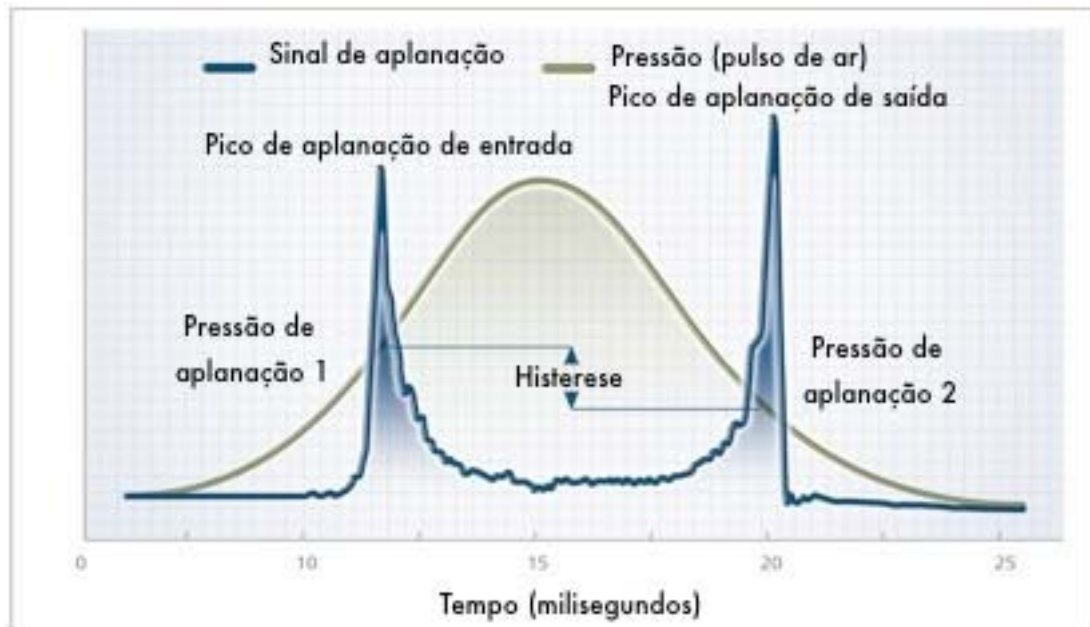


Figura 1 - Representação gráfica da curva de pressão do jato de ar (linha verde) e resposta do tecido corneano à mesma (linha azul). FONTE: Luce DA, 2005.

Além dos parâmetros derivados da pressão (*IOPg*, *IOPcc*, *CH* e *CRF*), o ORA fornece novos parâmetros derivados da forma de onda (*waveform*). O *Waveform Score* (*WS*) permite a seleção da melhor medida de uma série de exames realizados no mesmo olho. A análise objetiva do sinal determina automaticamente a medida mais confiável de todas.

Dentre as variáveis derivadas da *waveform*, 24 estão associadas aos 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice do pico 1 e 2); *p1area* e *p2area* (áreas dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (alturas dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (larguras das bases dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect 2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda da base do ápice para a base dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira quebra); *path1* e *path 2* (valor absoluto dos comprimentos das linhas dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2). Outras 14 variáveis derivadas da *waveform*, com as mesmas descrições das 24 descritas anteriormente, estão relacionadas aos 50% da porção superior do pico de aplanção. São as seguintes: *p1areal*; *p2areal*; *aspect11*; *aspect21*; *uslope11*; *uslope21*; *dslope11*; *dslope21*; *w11*; *w21*; *h11*; *h21*; *path11* e *path21* (Luce, 2005).

O ORA possibilita ainda a combinação destes novos parâmetros derivados da *waveform* para a detecção de ectasia e/ou ceratocone (*KC Score*). Os índices *KC Normal*, *KC Suspect*, *KC Mild*, *KC Moderate* e *KC Severe* indicam o percentual de similaridade com córneas normais, suspeitas de ceratocone, portadoras de ceratocone leve, moderado e avançado, respectivamente.

As avaliações da *CH* obtidas em diferentes estudos mostram que as córneas dos olhos glaucomatosos apresentam valores mais baixos e mais variáveis que os encontrados em córneas de olhos normais (Dupps, Roberts, 2006). A morfologia do sinal gráfico da *CH* em pacientes com glaucoma de PIO normal assemelha-se com o

sinal obtido nos pacientes com desordens corneanas, como a distrofia endotelial de Fuchs, ceratocone e de córneas pós-LASIK (Luce, 2005). Os valores do *CRF* também se encontram diminuídos na população glaucomatosa, porém são necessários mais estudos para entender melhor a aplicabilidade clínica deste parâmetro em glaucoma (Luce, 2005).

O CorVis, um novo sistema de tonometria de não contato integrado com câmera *Scheimpflug* de alta velocidade, introduzido pela Oculus em 2010, permite a inspeção dinâmica do processo de deformação real da córnea submetida a pressão de 25 kPa e exibe potencial enorme para prover uma caracterização detalhada das deformações da córnea e de leituras corretas de PIO (Ambrósio *et al.*, 2011b).

Na literatura pesquisada, fica patente a necessidade de estudos clínicos conduzidos em olhos humanos com córneas normais que avaliem e correlacionem estas variáveis entre si, com o gênero e com a idade da população.

2.2 Tomografia de córnea e segmento anterior

O termo tomografia de córnea e segmento anterior é utilizado para descrever os métodos propedêuticos que permitem a análise completa desta região, quer seja por ultrassonografia de alta frequência, por coerência óptica ou pelo princípio óptico de *Scheimpflug* (Forseto, 2006; Forseto, Nosé, 2007).

2.2.1 Ultrassonografia de alta frequência

Biomicroscopia ultrassônica (UBM) é um termo empregado para a utilização da ultrassonografia de alta frequência no exame de segmento anterior. Atualmente, há diversos aparelhos de ultrassonografia de alta frequência: UBM P60 (Paradigm, EUA), Hiscan (Optikon 2000, Itália); UD-1000 (Tomey); Vumax-UBM (Sonomed, EUA), HF-35-50 (OTI, Canadá); AVISO (Quantel, França) e Artemis (Ultralink, Canadá), entre outros (Forseto, Nosé, 2007). Estes equipamentos possuem transdutores de alta frequência entre 50 e 100 MHz, sendo necessária a técnica de imersão, ou seja, a interpolação de um líquido condutor do som entre a superfície da sonda e o bulbo ocular (Forseto, 2006).

O Artemis 2 (Ultralink, Canadá) é um ultrassom de alta frequência com sonda de 50 MHz e excursão do transdutor de 11,0 mm, que permite a análise do segmento anterior de limbo-a-limbo. Fornece informações sobre a espessura total da córnea por meio de mapas paquimétricos, disco ou estroma residual em pós-operatório de cirurgia refrativa corneana, profundidade de câmara anterior, distância de ângulo-a-ângulo e relação entre as diversas estruturas (Forseto, 2006).

2.2.2 Coerência óptica

Os mais novos aparelhos de tomografia de coerência óptica (OCT), como o Visante OCT (Carl Zeiss Meditec, Inc., Dublin, CA, EUA) e o RTVue OCT (Optovue, Inc., Fremont, CA, EUA), capturam e analisam imagens das estruturas do segmento anterior em tempo real, produzindo imagens de alta definição da córnea,

câmara anterior, íris e cristalino. Ambos utilizam o princípio da interferometria de baixa coerência, que mede com alta precisão a distância do objeto por meio de seu reflexo, e correlaciona esta medida com o tempo de retorno de um raio de luz conhecido (refletido por um espelho de referência). As ondas são recuperadas pelo interferômetro, onde suas interferências produzem sinais que são codificados e analisados para formar imagens. Quando o feixe de luz se move, formam-se múltiplas imagens de escaneamento axial (modo A), que, ao serem alinhadas, constróem imagens em duas dimensões (Ávila, 2007). O OCT de câmara anterior permite a avaliação da interface lamela-estroma corneano, da espessura corneana, da câmara anterior, do posicionamento de lentes fálicas e implantes intraestromais e a elucidação de anormalidades da córnea, íris e cristalino (Ávila, 2007; Chalita et al., 2007). Li et al. (2008) mostraram que as medidas paquimétricas do OCT são similares às da paquimetria ultrassônica, incluindo a vantagem de ser um exame de não contato.

No entanto, as medidas da espessura corneana central podem ser afetadas pela variabilidade na identificação do epitélio e endotélio corneano durante o exame. Quando os cortes transversais não passam exatamente pelo centro da córnea, os valores de espessura corneana podem ser superestimados. Portanto, é importante que as imagens transversais adquiridas com OCT realmente passem pelo centro pupilar, onde a reflectividade é mais elevada (Ceylan et al., 2011).

2.2.3 Orbscan

O Orbscan II é um equipamento que combina o rastreamento da córnea por meio de fendas luminosas projetadas a uma angulação de 45° com a tecnologia da reflexão corneana gerada pelos anéis de Plácido, como nos videoceratógrafos convencionais. São projetadas sequencialmente sobre o olho 20 fendas independentes pela esquerda e 20 pela direita, totalizando 40 fendas. Todo o processo dura entre 1,5 e 2,0 segundos. O equipamento analisa até 240 pontos por fenda, com um total de 9 mil pontos por superfície. O computador processa essas imagens e calcula a superfície anterior e posterior da córnea, produzindo os mapas de elevação. A inclinação da superfície ocular é medida usando a reflexão especular de uma série de anéis concêntricos brancos e pretos (discos de Plácido), que são refletidos na superfície anterior da córnea. Cada anel fornece informações de inúmeros pontos, que são analisados e traduzidos como raios de curvatura anterior focal ou medidas de poder dióptrico. Estas informações coletadas são usualmente representadas por mapas de contorno. O equipamento disponibiliza os seguintes índices estatísticos e mapas: ceratometria simulada central em 3 e 5 mm; média ceratométrica e poder óptico total; poder astigmático; diferencial ceratométrico de elevação anterior e posterior para comparar dois exames e acessar as mudanças entre eles; distância branco a branco no meridiano horizontal; ponto mais fino da córnea e paquimetria de toda a córnea; ângulo kapa, diâmetro da pupila, mapa de elevação anterior e posterior da córnea; mapa ceratométrico axial e tangencial, mapa tridimensional do olho, mapa paquimétrico, profundidade da câmara anterior em relação ao cristalino, mapa quádruplo ou duplo, entre outros (Forseto, 2006).

Algumas limitações do exame são descritas, como a discordância de valores paquimétricos, em comparação à paquimetria ultrassônica, principalmente em olhos submetidos à cirurgia fotorrefrativa. O fabricante incorporou um fator de equivalência ultrassônica, denominado fator acústico de 0,92, para compensar a diferença de valores. Os mapas topográficos de elevação do Orbscan II são padronizados para se adaptar à melhor esfera de referência em toda a área do mapa. Nem todas as aquisições de imagem proporcionam um mapa completo, devido ao efeito de pálpebras, cílios, reflexos, etc. Se a região periférica for plana, a esfera de referência terá um raio de curvatura maior para atender a região central mais curva, o que pode influenciar na classificação da topografia. A baixa reprodutibilidade impede o Orbscan de obter mapas de curvatura e de poder corneano superiores. O desenvolvimento de um sistema de classificação topográfica mais rigoroso deveria, portanto, se restringir a uma zona de cobertura de dados completos e padronizados para todos os mapas analisados (Cairns G, McGhee CN, 2005).

2.2.4 Sistema *Scheimpflug*

Pelo sistema *Scheimpflug*, a imagem de um objeto oblíquo, com suficiente profundidade de campo e sem distorções, pode ser obtida se os planos do objeto e da imagem se encontrarem em um ponto e se os ângulos resultantes entre eles forem coincidentes. Pelo sistema *Scheimpflug*, a imagem sagital do segmento anterior do olho se mantém focalizada em toda sua extensão, que vai desde a superfície da córnea até a superfície posterior do cristalino (Forseto, 2006). Equipamentos mais recentes que utilizam este princípio apresentam a vantagem de fornecer diversos

mapas de poder, paquimétricos e de elevação de córnea por meio de programas específicos. Entre estes, se destacam o Pentacam e o Galilei (*Forseto, 2006*).

2.2.4.1 Pentacam

O equipamento Pentacam trabalha com sistema *Scheimpflug* rotacional nos 360° , o que permite a aquisição de múltiplas imagens em um único exame. Durante a realização do exame, os movimentos oculares sacádicos são monitorizados e compensados, aumentando a acurácia das medidas. Com múltiplas fotos, são construídas imagens em três dimensões com baixo índice de distorção. O tempo de exame depende do número de imagens capturadas. Se o examinador escolher 12, 25 ou 50 imagens, o tempo de exame variará entre 0,5 e 2 segundos. O Pentacam fornece completa análise tomográfica das superfícies anterior e posterior da córnea, analisando 500 pontos de elevação por imagem, correspondendo a 25 mil pontos de elevação da superfície corneana avaliados nas zonas ópticas de 2, 4, 6, 8 e 10 mm (*Ávila, 2007*).

O Pentacam permite ao examinador realizar diversas análises com as imagens adquiridas: imagem *Scheimpflug*; mapas topográficos das superfícies anterior e posterior (sagital e tangencial); mapa de elevação das superfícies anterior e posterior; mapa paquimétrico; aberrometria corneana; densidade do cristalino; *True Net Power* e um modelo virtual do segmento anterior (*Ávila, 2007*).

Os mapas sagital e tangencial permitem a análise qualitativa do astigmatismo quanto à regularidade e simetria, a análise quantitativa do astigmatismo ceratométrico dos meridianos mais plano e mais curvo, bem como da média

ceratométrica na área central de aproximadamente 3 mm. Os mapas de elevação anterior e posterior correspondem a uma avaliação relativa com relação a superfícies de referência que podem ser esféricas (BFS) ou elipsoides tóricas (BFTE) e auxiliam no diagnóstico de ceratocone. A paquimetria é calculada em toda a superfície corneana de limbo-a-limbo com acurácia menor que 5 μm , detectando os pontos mais espessos e mais finos. O equipamento permite a obtenção de gráficos e índices de progressão paquimétricos, que são ferramentas complementares na diferenciação de córneas finas com ou sem ceratocone. O sistema fornece ainda uma análise de frente de ondas das superfícies anterior e posterior à córnea, através dos polinômios de Zernike, para detectar aberrações de alta ordem atribuídas somente à córnea (Ávila, 2007).

2.2.4.2 Galilei

O equipamento Galilei associa a tecnologia dos anéis de Plácido a um sistema *Scheimpflug* rotacional duplo, propondo-se a analisar um maior número de dados em tempo semelhante ao Pentacam: 60 imagens em menos de 2 segundos (Ávila, 2007).

2.3 Repercussão clínica dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior e das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato

As propriedades materiais da córnea são heterogêneas, altamente anisotrópicas, não lineares e viscoelásticas (Ethier et al., 2004). Para Torres et al. (2005), a espessura corneana central (CCT) e a densidade de fibras colágenas constituem os mais importantes fatores intrínsecos determinantes da biomecânica da córnea. Fontes et al. (2008) adicionaram a estes a hidratação corneana (e seu controle pelo endotélio), as variações regionais de espessura corneana, a distribuição e a orientação das fibrilas colágenas. Para Kida et al. (2008), em estudo conduzido com 15 indivíduos (30 córneas saudáveis), e Laiquzzaman et al. (2006), em investigação realizada com 21 indivíduos (42 córneas saudáveis), a CH permanece aproximadamente constante durante o dia, enquanto a CCT e a PIO mostram variações estatisticamente significantes (valores mais altos durante o período noturno) em adultos jovens. Fontes et al. (2008) ressaltam que o número pequeno de pacientes em ambos os estudos impede a generalização destes achados para outras populações. Para Fontes et al. (2008), estes achados demonstram que a métrica dos parâmetros biomecânicos da córnea é independente das alterações diurnas na CCT e na hidratação corneana. Fontes et al. (2008) correlacionaram o CRF e a CH com a CCT e encontraram uma correlação inversa dos mesmos com a idade. Parâmetros tomográficos do segmento anterior ocular têm sido estudados por vários autores (Konstantopoulos et al., 2007; Swartz et al., 2007; Piñero et al., 2009; Prospero et al., 2009; Vinciguerra et al., 2009). Estas investigações confirmaram a acurácia dos

mapas de córnea e segmento anterior, gerados pelos tomógrafos. Novos parâmetros, como volume corneano, mapas de elevação e de progressão paquimétrica, mostram ser de grande utilidade na prática clínica (Ambrósio *et al.*, 2006; Luz *et al.*, 2006; Emre *et al.*, 2007; Li *et al.*, 2008; Belin *et al.*, 2009; Kawamorita *et al.*, 2009; Lema *et al.*, 2009; Miranda *et al.*, 2009; Piñero *et al.*, 2009).

Fontes *et al.* (2009), examinando córneas com e sem ceratocone, detectaram diferença estatística em todos os parâmetros do segmento anterior fornecidos pelo Pentacam. Os autores encontraram nestes olhos uma grande superposição de valores de *CH* e *CRF*. Embora todos os parâmetros estudados mostrassem diferenças estatisticamente significantes entre os dois grupos, quando considerados individualmente, eles apresentaram ponto de corte com baixa especificidade e sensibilidade, o que impediu diferenciar córnea normal de córnea com ceratocone.

Luce (2005) encontrou média de *CH* de 9,6 em 182 olhos saudáveis, de indivíduos caucasianos entre 22 e 38 anos. A investigação mostrou distribuição gaussiana e variação significativa da *CH* entre os indivíduos. Os valores de *CH* obtidos dos olhos direitos e esquerdos dos mesmos indivíduos mostraram-se moderadamente correlacionados ($R^2 = 0,6$), característica esperada para uma variável presente em ambos os olhos. Kirwan *et al.* (2006) encontraram média de *CH* de 12,5 em crianças saudáveis (91 olhos de 42 crianças), sem correlação com a idade. Fontes *et al.* (2008) encontraram *CH* de $10,17 \pm 1,82$ em população brasileira saudável (260 olhos de 150 indivíduos), com idade de $46,5 \pm 21,04$ anos (variação de 18 a 90 anos), sendo a idade inversamente associada à métrica biomecânica corneana. Os autores encontraram associação significativa do sexo com a métrica biomecânica da córnea, mas creditam este achado ao fato de terem incluídos no estudo mais mulheres (64,7%

mulheres). Os resultados de *Fontes et al. (2008)* de *CH* e *CRF* em população brasileira saudável foram inferiores aos obtidos em população caucasiana saudável (*Luce, 2005; Kida et al., 2006; Kirwan et al., 2006; Shah et al., 2006*). Para *Fontes et al. (2008)*, estes resultados sugerem que a métrica dos parâmetros biomecânicos corneanos pode ser influenciada pela raça e/ou etnia e sugerem que outros estudos devem ser conduzidos para estabelecer valores normais de *CH* e *CRF* em diferentes populações.

3 Métodos

3.1 Aspectos éticos

O projeto de pesquisa foi aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa da Diretoria Clínica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de São Paulo – USP (Anexo A).

3.2 Tipo de estudo

Foi realizado um estudo clínico de série de casos com intervenção diagnóstica.

3.3 População e amostra

A população do estudo foi constituída por pessoas portadoras de olhos com córneas normais atendidas no Instituto de Olhos Renato Ambrósio, na cidade do Rio de Janeiro, entre outubro de 2007 e dezembro de 2007. Constitui-se assim uma amostra de conveniência composta por 235 pacientes (235 olhos).

3.3.1 Critérios de inclusão

Foram incluídos no estudo pacientes de ambos os sexos com acuidade visual LogMAR com a melhor correção óptica de 0,0; não usuários de lentes de contato ou que as removeram por, no mínimo, 72 horas antes das avaliações e que, ao exame ocular, apresentaram biomicroscopia da córnea normal, sem outras alterações oculares patológicas e tomografia corneana normal, com topografia axial regular de padrão redondo, oval ou *bow tie* simétrico (Randleman *et al.*, 2008).

3.3.2 Critérios de exclusão

Foram excluídos do estudo portadores de anormalidades oculares que contribuíssem para a diminuição da acuidade visual; pacientes com diagnóstico ou suspeita de ceratocone, com diagnóstico ou suspeita de glaucoma, indivíduos submetidos à cirurgia ocular prévia ou portadores de outras alterações oculares capazes de produzir alterações nos exames do Pentacam e/ou do ORA como pterígio, edema ou cicatriz de córnea, distrofia ou degeneração de córnea, etc.

Os casos suspeitos de ectasia foram descartados com base em sinais clínicos e topográficos. Foram excluídos os pacientes cujas topografias corneanas apresentaram assimetria da curvatura corneana (principalmente inferior-superior $> 1,4$ D), cilindro oblíquo ($> 1,5$ D) ou com perda da ortogonalidade (desvio do eixo $> 20^\circ$) e curvatura ceratométrica central $> 47,0$ D (Randleman *et al.*, 2008; Saad *et al.*, 2010).

3.4 Procedimentos e técnicas

De cada participante foram registradas informações demográficas (data de nascimento e sexo). Apenas um dos olhos foi incluído no estudo, de forma aleatória (132 olhos direitos e 103 olhos esquerdos). A população do estudo foi composta por 135 mulheres e 100 homens. A média de idade e o desvio-padrão foram $34,44 \pm 13,72$ anos, com variação entre 11,69 e 80,04 anos.

O exame oftálmico incluiu a medida da melhor AV corrigida, refratometria, biomicroscopia do segmento anterior ocular com lâmpada de fenda, fundoscopia, tomografia de córnea e segmento anterior ocular (Pentacam, Oculus, Wetzlar, Germany) e avaliação biomecânica da córnea (ORA, Reichert Ophthalmic Instruments).

Os pacientes foram submetidos aos exames do Pentacam e ORA durante a mesma visita. Todas as medidas foram realizadas entre 8 e 18 horas.

3.4.1 Pentacam

O sistema Pentacam foi calibrado pelo fabricante. Depois de inseridos os dados referentes à identificação do paciente, este foi corretamente posicionado utilizando os apoios de queixo e testa. O paciente foi orientado a manter o olhar no ponto de fixação. Após o alinhamento do aparelho, a sequência para a aquisição do exame foi iniciada. Durante esta fase, o paciente foi orientado a não piscar os olhos. A imagem em tempo real do olho do paciente na tela do computador permite o foco e a centralização manual da imagem. A técnica escolhida para a realização do exame

foi aquela com captura de 25 imagens de fenda do segmento anterior do olho em aproximadamente 2 segundos, com 500 pontos verdadeiros de elevação incorporados em cada imagem. Antes do processamento das imagens, nos casos em que foram detectadas imagens incompletas ou uma movimentação excessiva do paciente durante o exame, o exame foi excluído e um novo processo para a aquisição das imagens foi iniciado. No caso dos exames aceitos, os movimentos oculares mínimos foram compensados por meio de técnica incorporada ao aparelho de propriedade do fabricante (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

3.4.2 ORA

O ORA foi calibrado pelo fabricante. Depois de inseridos os dados referentes à identificação do paciente, este foi corretamente posicionado utilizando os apoios de queixo e testa. O paciente foi orientado a manter o olhar no ponto de fixação (luz verde). Para tornar a realização do exame mais rápida, o paciente foi instruído a piscar algumas vezes e depois manter os olhos abertos, imediatamente antes do acionamento do botão que inicia a aquisição dos dados. Foram realizadas duas medidas consecutivas com o ORA para obter a média dessas medidas. Somente os resultados de boa qualidade definidos pelo WS, foram armazenados no banco de dados (*ORA User's Guide, 2011*).

3.5 Variáveis

3.5.1 Variáveis dependentes

A lista dos parâmetros fornecidos pelos exames do Pentacam e ORA encontra-se nos quadros 1 e 2.

Quadro 1 - Parâmetros fornecidos pelo Pentacam

<i>K1, K2</i>	Ceratometria do meridiano mais plano (<i>K1</i>) e do mais curvo (<i>K2</i>).
<i>Astig</i>	Astigmatismo corneano (diferença <i>K1 - K2</i>).
<i>K Max Front</i>	Ceratometria mais alta no mapa de curvatura sagital/axial.
<i>ISV</i>	Índice de variação da superfície corneana. Mostra o desvio do raio corneano com respeito ao seu valor médio (elevado em todos os tipos de irregularidades da superfície corneana, como cicatrizes, astigmatismo, deformação da córnea por lentes de contato, ceratocone, etc.).
<i>IVA</i>	Índice de assimetria vertical da superfície corneana. Mostra o grau de assimetria do raio corneano com respeito ao meridiano horizontal.
<i>KI</i>	Índice ceratocone (elevado em ceratocone).
<i>CKI</i>	Índice ceratocone central (elevado em ceratocone central).
<i>IHA</i>	Índice de assimetria em elevação. Mostra o grau de elevação com respeito ao meridiano horizontal da córnea.
<i>IHD</i>	Índice de descentralização por elevação. Calculado a partir da análise de Fourier dos dados de elevação. Mostra o grau de descentralização no plano vertical. Pode ser muito curvo em ceratocone.

continua

Quadro 1 (continuação) - Parâmetros fornecidos pelo Pentacam

<i>BAD Df</i>	Desvios paquimétricos da média, representativos da superfície anterior da córnea (<i>Df</i>).
<i>BAD Db</i>	Desvios paquimétricos da média, representativos da superfície posterior da córnea (<i>Db</i>).
<i>BAD Dp</i>	Desvios paquimétricos da média, representativos da progressão paquimétrica da córnea (<i>Dp</i>).
<i>BAD Dt</i>	Desvios paquimétricos representativos da média em relação ao ponto mais fino da córnea (<i>Dt</i>).
<i>BAD Dy</i>	Desvios paquimétricos representativos da média em relação ao deslocamento do ponto mais fino da córnea (<i>Dy</i>).
<i>BAD D</i>	Os valores de “D” representam desvios da média, representativos de progressão paquimétrica da superfície corneana.
<i>ART Max</i>	<i>Ambrósio Relational Thinnest</i> máximo - divisão do ponto mais fino pelo índice de progressão paquimétrica máximo (<i>RPI Max</i>).
<i>ART Avg</i>	<i>Ambrósio Relational Thinnest</i> médio - divisão do ponto mais fino pelo índice de progressão paquimétrica médio (<i>RPI Avg</i>).
<i>ART Min</i>	<i>Ambrósio Relational Thinnest</i> mínimo - divisão do ponto mais fino pelo índice de progressão paquimétrica mínimo (<i>RPI Min</i>).
<i>Enh BFS Front 8mm</i>	Variável de elevação anterior da córnea.
<i>Enh BFS Back 8mm</i>	Variável de elevação posterior da córnea.
<i>Ele F BFS 8mm Apex</i>	Variável de elevação anterior do ápice da córnea.
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea.
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm Zone</i>	Variável de elevação anterior da córnea.
<i>Ele B BFS 8mm Apex</i>	Variável de elevação posterior do ápice da córnea.

continua

Quadro 1 (continuação) - Parâmetros fornecidos pelo Pentacam

<i>Ele B BFS 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea.
<i>Ele B BFS 8mm Max 4mm Zone</i>	Variável de elevação posterior da córnea.
<i>Ele F BFTE 8mm Apex</i>	Variável de elevação anterior do ápice da córnea.
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea.
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm Zone</i>	Variável de elevação anterior da córnea.
<i>Ele B BFTE 8mm Apex</i>	Variável de elevação posterior do ápice da córnea.
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest</i>	Variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea.
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm Zone</i>	Variável de elevação posterior da córnea.
<i>RPI Max</i>	<i>Relative Pachymetric Increase</i> máximo - em cada ponto, o valor da progressão paquimétrica é calculado com referência à curva média; para cada meridiano, é calculado um valor máximo que expressa a progressão paquimétrica.
<i>RPI Avg</i>	<i>Relative Pachymetric Increase</i> médio - em cada ponto, a progressão paquimétrica é calculada com referência à curva média; para cada meridiano, é calculado um valor médio que expressa a progressão paquimétrica.
<i>RPI Min</i>	<i>Relative Pachymetric Increase</i> mínimo - em cada ponto, a progressão paquimétrica é calculada com referência à curva média; para cada meridiano, é calculado um valor mínimo que expressa a progressão paquimétrica.
<i>Diff RPI Max Compl</i>	<i>Maximum Difference Relative Pachymetric Increase</i> - em cada ponto, a progressão paquimétrica é calculada com referência à curva média; para cada meridiano, é calculado um valor máximo de diferença que expressa a progressão paquimétrica.

continua

Quadro 1 (conclusão) - Parâmetros fornecidos pelo Pentacam

<i>Diff RPI Min Compl</i>	<i>Minimum Difference Relative Pachymetric Increase</i> - em cada ponto, a progressão paquimétrica é calculada com referência à curva média; para cada meridiano, é calculado um valor mínimo de diferença que expressa a progressão paquimétrica.
<i>Pachy Min</i>	Paquimetria mínima.
<i>Pachy Apex</i>	Paquimetria medida no ápice corneano, correlacionada a CCT.
<i>Pachy Pupil</i>	Paquimetria medida no eixo pupilar.
<i>Rel Pachy Min</i>	Paquimetria mínima relativa.
<i>Asph Q Front 30°</i>	Asfericidade anterior, em 30° de excentricidade.
<i>Asph Q Back 30°</i>	Asfericidade posterior, em 30° de excentricidade.
<i>Q Asymmetr Front Hor 30°</i>	Asfericidade anterior no meridiano horizontal, em 30° de excentricidade.
<i>Q Asymmetr Front Vert 30°</i>	Asfericidade anterior no meridiano vertical, em 30° de excentricidade.
<i>AC Depth</i>	Profundidade da câmara anterior.
<i>AC Volume</i>	Volume da câmara anterior.
<i>Ch Angle</i>	Ângulo da câmara anterior.
<i>Volume</i>	Volume do cristalino.
<i>PNS</i>	<i>Pentacam Nucleus Staging</i> - estadiamento nuclear do Pentacam (densitometria do núcleo do cristalino).
<i>Densid Avg %</i>	Densidade média do cristalino em % .

Quadro 2 - Parâmetros fornecidos pelo ORA

Parâmetros derivados da pressão	
<i>IOP_g</i>	Pressão intraocular correlacionada a Goldmann. $(P_1 + P_2) / 2$
<i>IOP_{cc}</i>	Pressão intraocular compensada pela córnea. $(P_2 - 0,43 * P_1)$
<i>CH</i>	Histerese da córnea. $(P_1 - P_2)$
<i>CRF</i>	Fator de resistência da córnea. $(P_1 - 0,7 * P_2)$
Índices fornecidos pelo ORA	
<i>KC Score</i>	Combinação de parâmetros derivados da <i>waveform</i> , do inglês forma da onda (detecção ceratocone).
<i>KC Normal</i>	Percentual de similaridade com córneas normais.
<i>KC Suspect</i>	Percentual de similaridade com suspeita de ceratocone.
<i>KC Mild</i>	Percentual de similaridade com ceratocone leve.
<i>KC Moderate</i>	Percentual de similaridade com ceratocone moderado.
<i>KC Severe</i>	Percentual de similaridade com ceratocone avançado.
Parâmetros derivados da <i>waveform</i> (75% da porção superior dos picos 1 e 2)	
<i>WS</i>	Escore da forma da onda, do inglês <i>Waveform Score</i> .
<i>aindex</i> e <i>bindex</i>	Número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2.
<i>p1area</i> e <i>p2area</i>	Área dos picos 1 e 2.
<i>h1</i> e <i>h2</i>	Altura dos picos 1 e 2.
<i>w1</i> e <i>w2</i>	Largura da base dos picos 1 e 2.
<i>aspect1</i> e <i>aspect2</i>	Razão $h1/w1$ e $h2/w2$.

continua

Quadro 2 (conclusão) - Parâmetros fornecidos pelo ORA

<i>uslope1</i> e <i>uslope2</i>	Taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2.
<i>dslope1</i> e <i>dslope2</i>	Taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2.
<i>uslope1</i> e <i>dslope2</i>	Taxa de aumento da base para o pico 1 e da base para o pico 2.
<i>dive1</i> e <i>dive2</i>	Valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice.
<i>path1</i> e <i>path2</i>	Valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2.
<i>mslew1</i> e <i>mslew2</i>	Aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2.
<i>slew1</i> e <i>slew2</i>	Razão <i>dive1/w1</i> e <i>dive2/w2</i> .
<i>aplhf</i>	Ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2.
Parâmetros derivados da <i>waveform</i> (50% da porção superior dos picos 1 e 2)	
<i>p1areal</i> e <i>p2areal</i>	Área dos picos 1 e 2.
<i>h11</i> e <i>h21</i>	Altura dos picos 1 e 2.
<i>w11</i> e <i>w21</i>	Largura da base dos picos 1 e 2.
<i>aspect11</i> e <i>aspect21</i>	Razão <i>h11/w11</i> e <i>h21/w21</i> .
<i>uslope11</i> e <i>uslope21</i>	Taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2.
<i>dslope11</i> e <i>dslope21</i>	Taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2.
<i>path11</i> e <i>path21</i>	Valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2.

3.5.2 Variáveis independentes

- Idade
- Sexo

3.6 Análise numérico-estatística

Para o processamento dos dados, foi elaborado um banco de dados com o *software* Excel do Office® 2000. A análise numérico-estatística foi realizada com o emprego do *software* S-Plus 8.0.

As variáveis categóricas foram apresentadas por suas frequências absolutas de cada categoria, por exemplo, 135 mulheres e 100 homens. Os dados quantitativos tiveram os seus valores determinados por média e desvio-padrão. Foram realizados testes de comparação de médias (*Welch Modified Two-Sample t-test*) nos dois grupos definidos pelos sexos e aceitou-se a hipótese de igualdade de médias com o valor $p > 0,05$ e de diferenças significativas entre as médias com $p < 0,05$.

De acordo com o Teorema do limite central, quando o tamanho da amostra (N) é suficientemente grande, a distribuição da média amostral é normal e permite usar o teste t, assim como a correlação de Pearson. Portanto, em uma amostra grande de 235 olhos, a distribuição tende a ser normal.

Estudou-se primeiramente a correlação entre um par de variáveis quantitativas, calculando-se o coeficiente r de Pearson e depois o valor de p para determinar se a correlação era ou não significativa. O nível de significância adotado para cada correlação foi de $p < 0,05$.

4 Resultados

A tabela 1 mostra os resultados das medidas dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior avaliados na população do estudo.

Tabela 1 - Sumário dos valores dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.

N=235

Parâmetros	Média	Desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
<i>K1</i>	42,67	1,48	39,40	46,60
<i>K2</i>	43,89	1,52	40,30	47,90
<i>Astig</i>	1,26	0,94	0,00	5,30
<i>K Max Front</i>	44,64	1,52	40,80	48,80
<i>ISV</i>	20,40	6,23	8,00	47,00
<i>IVA</i>	0,17	0,07	0,04	0,38
<i>KI</i>	0,95	0,02	0,95	1,08
<i>CKI</i>	1,00	0,01	0,98	1,03
<i>IHA</i>	4,26	3,26	0,10	15,50
<i>IHD</i>	0,01	0,00	0,00	0,02
<i>BAD Df</i>	0,06	1,06	-1,62	4,10
<i>BAD Db</i>	0,15	0,94	-1,49	3,35
<i>BAD Dp</i>	-0,28	0,71	-2,08	1,64
<i>BAD Dt</i>	-0,11	1,04	-2,86	3,09
<i>BAD Dy</i>	0,28	1,08	-3,29	3,74
<i>BAD D</i>	0,29	0,53	-1,07	1,48
<i>ART Max</i>	513,25	92,48	335,00	908,00
<i>ART Avg</i>	642,07	104,12	486,00	999,00
<i>ART Min</i>	946,76	238,68	561,00	2030,00

continua

Tabela 1 (Continuação) - Sumário dos valores dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.

N=235

Parâmetros	Média	Desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
<i>Enh BFS Front 8mm</i>	7,90	0,26	7,18	8,58
<i>Enh BFS Back 8mm</i>	6,57	0,25	5,89	7,26
<i>Ele F BFS 8mm Apex</i>	1,77	1,10	-1,00	6,00
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest</i>	1,48	2,04	-6,00	7,00
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone</i>	6,34	2,83	2,00	19,00
<i>Ele B BFS 8mm Apex</i>	1,65	2,75	-5,00	12,00
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest</i>	3,42	4,04	-4,00	15,00
<i>Ele B BFS 8mm Max4mm zone</i>	13,12	4,34	4,00	27,00
<i>Ele F BFTE 8mm Apex</i>	-0,23	1,34	-4,00	6,00
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest</i>	-0,45	1,45	-6,00	5,00
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4 mm zone</i>	2,68	1,27	1,00	8,00
<i>Ele B BFTE 8mm Apex</i>	-0,26	3,67	-9,00	14,00
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest</i>	-0,00	3,51	-10,00	12,00
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone</i>	7,25	2,51	2,00	16,00
<i>RPI Max</i>	1,08	0,15	0,63	1,47
<i>RPI Avg</i>	0,86	0,10	0,60	1,15
<i>RPI Min</i>	0,60	0,12	0,28	0,94
<i>Diff RPI Max Compl</i>	0,27	0,19	0,00	1,01
<i>Diff RPI Min Compl</i>	-0,20	0,19	-1,11	0,00
<i>Pachy Min</i>	544,17	37,29	448,00	660,00
<i>Pachy Apex</i>	547,16	37,78	452,00	665,00
<i>Pachy pupil</i>	546,63	37,71	450,00	663,00
<i>Rel Pachy Min</i>	-5,04	2,17	-14,10	-1,60

continua

Tabela 1 (Conclusão) - Sumário dos valores dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.

N=235

Parâmetros	Média	Desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
<i>Asph Q Front 30⁰</i>	-0,27	0,12	-0,67	0,06
<i>Asph Q Back 30⁰</i>	-0,06	0,23	-0,86	0,51
<i>Q Asymmetr Frontal Hor 30⁰</i>	0,20	0,26	-0,31	1,26
<i>Q Asymmetr Frontal Vert 30⁰</i>	0,08	0,23	-1,00	0,65
<i>AC Depth</i>	3,10	0,38	1,95	4,01
<i>AC Volume</i>	189,88	55,74	85,00	708,00
<i>Ch Angle</i>	38,65	6,98	19,60	65,40
<i>PNS</i>	0,51	1,06	0,00	5,00
<i>Volume</i>	5,61	0,65	4,00	6,10
<i>Dens Avg %</i>	10,13	3,62	7,20	41,20

Parâmetros do Pentacam: *K1* (ceratometria meridiano mais plano); *K2* (ceratometria meridiano mais curvo); *Astig* (*K1 - K2*); *K Max Front* (ceratometria mais alta no mapa de curvatura axial); *ISV* (índice de variação da superfície da córnea); *IVA* (índice de assimetria vertical da córnea); *KI* (índice de ceratocone); *CKI* (índice de ceratocone central); *IHA* (índice de assimetria em elevação da córnea); *IHD* (índice de descentralização por elevação da córnea); *BAD Df* (índice Belin-Ambrósio da superfície anterior da córnea); *BAD Db* (índice Belin-Ambrósio da superfície posterior da córnea); *BAD Dp* (índice Belin-Ambrósio da progressão paquimétrica); *BAD Dt* (índice Belin-Ambrósio do ponto mais fino da córnea); *BAD Dy* (índice Belin-Ambrósio do deslocamento do ponto mais fino da córnea); *BAD D* (índice Belin-Ambrósio da córnea); *ART Max* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* máximo); *ART Avg* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* médio); *ART Min* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* mínimo); *Enh BFS Front 8mm* (variável de elevação anterior da córnea); *Enh BFS Back 8mm* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFS 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFS 8mm Apex* (variável de elevação posterior do ápice da córnea); *Ele B BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFTE 8mm 4 mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele B BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); *RPI Min* (índice de progressão paquimétrica mínima em cada meridiano da córnea); *RPI Max* (índice de progressão paquimétrica máxima em cada meridiano da córnea); *RPI Avg* (índice de progressão paquimétrica média em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Max Compl* (Diferença nos índices de progressão máxima paquimétrica em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Min Compl* (Diferença nos índices de progressão mínima paquimétrica em cada meridiano da córnea); *Pachy Min* (paquimetria corneana mínima); *Pachy Apex* (paquimetria do ápice da córnea); *Pachy Pupil* (Paquimetria no eixo pupilar); *Rel Pachy Min* (Paquimetria mínima relativa); *Asph Q Front 30⁰* (Asfericidade anterior em 30⁰ de excentricidade); *Asph Q Back 30⁰* (Asfericidade posterior em 30⁰ de excentricidade); *Q Asymmetr Frontal Hor 30⁰* (Asfericidade anterior no meridiano horizontal em 30⁰ de excentricidade); *Q Asymmetr Frontal Vert 30⁰* (Asfericidade anterior no meridiano vertical em 30⁰ de excentricidade); *AC Depth* (profundidade de câmara anterior); *AC Volume* (volume de câmara anterior) e *Ch Angle* (ângulo de câmara anterior); *PNS* (variável de opacidade do cristalino); *Volume* (variável de volume do cristalino) e *Dens Avg %* (variável desvio-padrão da densidade do cristalino).

A tabela 2 apresenta os resultados das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 2 - Sumário dos valores das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos.

N=235

Parâmetros	Média	Desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
<i>IOPg</i>	15,05	3,59	6,90	27,30
<i>IOPcc</i>	15,42	3,32	7,40	26,80
<i>CRF</i>	10,41	1,95	6,00	16,10
<i>CH</i>	10,56	1,71	6,20	15,90
<i>KC Score</i>	0,79	0,39	-0,21	1,80
<i>KC Normal</i>	48,73	37,24	0,00	100,00
<i>KC Suspect</i>	32,87	24,29	9,00	68,00
<i>KC Mild</i>	15,91	18,05	0,00	65,00
<i>KC Moderate</i>	2,27	6,76	0,00	56,00
<i>KC Severe</i>	0,18	1,38	0,00	17,00
<i>WS</i>	6,76	1,83	1,36	9,70
<i>aindex</i>	9,16	1,11	3,82	10,00
<i>bindex</i>	9,39	1,16	0,48	10,00
<i>p1area</i>	3788,06	1229,73	1382,00	10147,63
<i>p2area</i>	2476,45	783,74	762,31	4610,00
<i>aspect 1</i>	19,43	6,05	7,47	39,31
<i>aspect 2</i>	20,53	9,61	1,99	55,02
<i>uslope1</i>	66,08	29,10	17,63	187,16
<i>uslope2</i>	89,35	41,96	14,67	239,12
<i>dslope1</i>	28,74	9,07	10,09	84,80
<i>dslope2</i>	27,36	13,91	2,05	84,80
<i>w1</i>	21,78	2,69	14,00	30,00
<i>w2</i>	18,16	4,31	8,00	41,00
<i>h1</i>	414,25	110,12	171,00	651,00
<i>h2</i>	342,56	108,36	81,93	628,50
<i>dive1</i>	351,04	136,56	17,50	624,00
<i>dive2</i>	272,60	109,07	18,25	569,25

continua

Tabela 2 (Conclusão) - Sumário dos valores das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, expressos em médias, desvios-padrão e valores mínimos e máximos..

N=235

Parâmetros	Média	Desvio-padrão	Valor mínimo	Valor máximo
<i>path1</i>	22,20	3,93	10,07	36,43
<i>path2</i>	25,81	6,27	12,38	28,88
<i>mslew1</i>	112,69	39,88	40,75	239,50
<i>mslew2</i>	134,16	55,83	25,75	165,00
<i>slew1</i>	66,43	29,88	16,37	187,16
<i>slew2</i>	89,31	42,01	9,12	239,12
<i>aplhf</i>	1,33	0,29	0,80	2,40
<i>p1area1</i>	1626,73	629,36	542,00	5350,00
<i>p2area1</i>	1071,87	365,26	240,87	2142,25
<i>aspect11</i>	25,89	9,28	10,10	66,25
<i>aspect21</i>	28,42	13,80	3,21	71,46
<i>uslope11</i>	64,42	30,94	11,55	66,25
<i>uslope21</i>	73,33	35,98	8,87	200,25
<i>dslope11</i>	44,97	18,84	14,10	132,75
<i>dwslope21</i>	45,26	25,39	3,41	170,50
<i>w11</i>	11,20	2,25	5,00	18,00
<i>w21</i>	8,99	2,62	3,00	10,00
<i>h11</i>	276,17	73,41	114,00	434,00
<i>h21</i>	228,37	72,24	54,62	419,00
<i>path11</i>	32,37	7,86	11,71	57,88
<i>path21</i>	36,18	9,59	13,08	68,60

Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado); *KC Severe* (% de similaridade com ceratocone avançado); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2).

A tabela 3 apresenta os resultados dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior que diferiram com o gênero da população do estudo.

Tabela 3 - Parâmetros topográficos de córnea e segmento anterior cujas médias e desvios-padrão apresentaram diferenças significantes com o gênero da população.

N=235

Parâmetros	Feminino (n=135) média e desvio- padrão	Masculino (n=100) média e desvio- padrão	Valor p*
<i>K1</i>	42,82 ± 1,51	42,35 ± 1,39	0,013
<i>K2</i>	44,09 ± 1,52	43,62 ± 1,48	0,019
<i>K Max Front D</i>	44,81 ± 1,49	44,35 ± 1,54	0,042
<i>BAD Db</i>	-0,16 ± 0,98	-0,35 ± 0,85	0,006
<i>Enh BFS Front 8mm</i>	7,86 ± 0,25	7,95 ± 0,26	0,007
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest</i>	4,01 ± 4,33	2,63 ± 3,48	0,007
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest</i>	0,37 ± 3,71	-0,52 ± 3,17	0,047
<i>AC Depth</i>	3,04 ± 0,39	3,20 ± 0,36	0,001
<i>AC Volume</i>	177,53 ± 46,66	206,55 ± 67,96	0,000
<i>Ch Angle</i>	37,77 ± 6,92	38,85 ± 6,92	0,024

Parâmetros do Pentacam: *K1* (ceratometria do meridiano mais plano); *K2* (ceratometria do meridiano mais curvo); *Astig* ($K1 - K2$); *K Max Front* (ceratometria mais alta no mapa de curvatura axial); *BAD Db* (índice Belin-Ambrósio da superfície posterior da córnea); *Enh BFS Front 8mm* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *AC Depth* (profundidade de câmara anterior); *AC Volume* (volume de câmara anterior) e *Ch Angle* (ângulo de câmara anterior). *Teste t (Welch Modified Two-Sample).

Em relação ao sexo feminino, foram examinados 50 olhos esquerdos e 75 olhos direitos e a média de idade e desvio-padrão neste grupo foi de $35,04 \pm 15,62$ anos, com variação de 11,69 a 80,04 anos. Em relação ao sexo masculino, foram examinados 43 olhos esquerdos e 57 olhos direitos. A média de idade e desvio-padrão neste grupo foi de $33,62 \pm 11,76$ anos, com variação de 17,18 a 72,79 anos.

Não houve diferença estatisticamente significativa entre as médias das idades nos dois grupos.

A tabela 4 apresenta os resultados das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato que diferiram com o gênero da população do estudo.

Tabela 4 - Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato cujas médias e desvios-padrão apresentaram diferenças significantes com o gênero da população. N=235

Parâmetros	Feminino (n =135) média e desvio-padrão	Masculino (n =100) média e desvio-padrão	Valor <i>p</i> *
<i>CRF</i>	10,68 ± 1,95	10,06 ± 1,92	0,017
<i>CH</i>	10,82 ± 1,68	10,20 ± 1,69	0,006
<i>plarea</i>	3959,60 ± 1351,71	3356,50 ± 1003,50	0,009
<i>w2</i>	18,69 ± 4,57	17,44 ± 3,85	0,023
<i>h1</i>	426,62 ± 111,17	397,56 ± 106,99	0,044
<i>plareal</i>	1705,12 ± 701,12	1520,87 ± 501,17	0,019
<i>w2l</i>	9,30 ± 2,88	8,58 ± 2,17	0,029
<i>h1l</i>	284,42 ± 74,12	265,04 ± 71,33	0,044

Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *plarea* (área do pico 1); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* (altura do pico 1); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *plareal* (área do pico 1); *w2l* (largura da base do pico 2); *h1l* (altura do pico 1). *Teste t (Welch Modified Two-Sample).

A tabela 5 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior com a idade da população do estudo.

Tabela 5 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior com a idade da população.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Astig</i>	-0,170	0,009
<i>CKI</i>	-0,494	0,000
<i>IHA</i>	0,156	0,017
<i>IHD</i>	0,151	0,020
<i>BAD Df</i>	-0,149	0,022
<i>BAD Db</i>	0,480	0,000
<i>BAD Dp</i>	-0,160	0,014
<i>ART Avg</i>	0,164	0,011
<i>Enh BFS Front 8mm</i>	-0,176	0,007
<i>Enh BFS Back 8mm</i>	0,185	0,004
<i>Ele F BFS 8mm Apex</i>	-0,449	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest</i>	-0,391	0,000
<i>Ele B BFS 8mm Apex</i>	0,456	0,000
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest</i>	0,559	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex</i>	-0,460	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest</i>	-0,551	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4 mm zone</i>	0,321	0,000
<i>Ele B BFTE 8mm Apex</i>	0,455	0,000
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest</i>	0,510	0,000
<i>RPI Avg</i>	-0,159	0,014

continua

Tabela 5 (Conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior com a idade da população.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Diff RPI Max Compl</i>	-0,180	0,006
<i>Diff RPI Min Compl</i>	-0,205	0,002
<i>Rel Pachy Min</i>	-0,316	0,000
<i>Asph Q Front 30⁰</i>	0,281	0,000
<i>Asph Q Back30⁰</i>	-0,420	0,000
<i>AC Depth</i>	-0,501	0,000
<i>AC Volume</i>	-0,255	0,000
<i>Ch Angle</i>	-0,366	0,000
<i>PNS</i>	0,305	0,000
<i>Volume</i>	-0,140	0,031
<i>Dens Avg %</i>	0,218	0,001

Parâmetros do Pentacam: *Astig* (K1 - K2); *CKI* (índice de ceratocone central); *IHA* (índice de assimetria em elevação da córnea); *IHD* (índice de descentralização por elevação da córnea); *BAD Df* (índice Belin-Ambrósio da superfície anterior da córnea); *BAD Db* (índice Belin-Ambrósio da superfície posterior da córnea); *BAD Dp* (índice Belin-Ambrósio da progressão paquimétrica); *ART Avg* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* médio); *Enh BFS Front 8mm* (variável de elevação anterior da córnea); *Enh BFS Back 8mm* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFS 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFS 8mm Apex* (variável de elevação posterior do ápice da córnea); *Ele B BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFTE 8mm 4 mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele B BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *RPI Avg* (índice de progressão paquimétrica média em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Max Compl* (Diferença nos índices de progressão máxima paquimétrica em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Min Compl* (Diferença nos índices de progressão mínima paquimétrica em cada meridiano da córnea); *Rel Pachy Min* (Paquimetria mínima relativa); *Asph Q Front 30⁰* (Asfericidade anterior em 30⁰ de excentricidade); *Asph Q Back 30⁰* (Asfericidade posterior em 30⁰ de excentricidade); *AC Depth* (profundidade de câmara anterior); *AC Volume* (volume de câmara anterior) e *Ch Angle* (ângulo de câmara anterior); *PNS* (variável de opacidade do cristalino); *Volume* (variável de volume do cristalino) e *Dens Avg %* (variável desvio-padrão da densidade do cristalino). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 6 apresenta os resultados das correlações significantes das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato com a idade da população do estudo.

Tabela 6 - Resultados das correlações significantes das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato com a idade da população .

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>KC Score</i>	0,320	0,000
<i>KC Normal</i>	0,294	0,000
<i>KC Suspect</i>	-0,214	0,001
<i>KC Mild</i>	-0,244	0,000
<i>KC Moderate</i>	-0,186	0,004
<i>KC Severe</i>	-0,130	0,046
<i>WS</i>	0,280	0,000
<i>p1area</i>	0,196	0,002
<i>p2area</i>	0,206	0,001
<i>aspect 1</i>	0,258	0,000
<i>aspect 2</i>	0,382	0,000
<i>uslope1</i>	0,187	0,004
<i>uslope2</i>	0,239	0,000
<i>dslope1</i>	0,260	0,000
<i>dslope2</i>	0,392	0,000
<i>w2</i>	-0,243	0,000
<i>h1</i>	0,247	0,000
<i>h2</i>	0,363	0,000
<i>dive1</i>	0,260	0,000
<i>dive2</i>	0,339	0,000
<i>path2</i>	0,191	0,003

continua

Tabela 6 (Conclusão) - Resultados das correlações significantes das variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato com a idade da população.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>mslew1</i>	0,230	0,000
<i>mslew2</i>	0,249	0,000
<i>slew1</i>	0,179	0,006
<i>slew2</i>	0,241	0,000
<i>p1areal</i>	0,180	0,006
<i>p2areal</i>	0,210	0,001
<i>aspect11</i>	0,213	0,001
<i>aspect21</i>	0,313	0,000
<i>uslope11</i>	0,148	0,023
<i>uslope21</i>	0,211	0,001
<i>dslope11</i>	0,195	0,003
<i>dslope21</i>	0,301	0,000
<i>w21</i>	-0,172	0,008
<i>h11</i>	0,247	0,000
<i>h21</i>	0,363	0,000

Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado); *KC Severe* (% de similaridade com ceratocone avançado); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w2* (largura da base do pico 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path2* (valor absoluto do comprimento da linha do pico 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w21* (largura da base do pico 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 7 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros ceratométricos *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 7 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros ceratométricos *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>K1 vs IOPcc</i>	-0,187	0,004
<i>K1 vs CRF</i>	0,182	0,005
<i>K1 vs CH</i>	0,267	0,000
<i>K2 vs IOPcc</i>	-0,189	0,003
<i>K2 vs CRF</i>	0,156	0,016
<i>K2 vs CH</i>	0,250	0,000
<i>K2 vs KC Score</i>	-0,165	0,011
<i>K2 vs KC Normal</i>	-0,160	0,014
<i>K2 vs KC Mild</i>	0,170	0,009
<i>K Max Front vs IOPcc</i>	-0,196	0,002
<i>K Max Front vs CRF</i>	0,149	0,022
<i>K Max Front vs CH</i>	0,246	0,000

Parâmetros do Pentacam: *K1* (ceratometria do meridiano mais plano); *K2* (ceratometria do meridiano mais curvo); *K Max Front* (ceratometria mais alta no mapa de curvatura axial); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros ceratométricos *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com as variáveis derivadas da forma da onda (*waveform*), desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato estão no anexo B (Tabela 1 B).

A tabela 8 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI*, *IHA* e *IHD* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 8 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI*, *IHA* e *IHD* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>IVA vs KC Score</i>	0,192	0,003
<i>IVA vs KC Normal</i>	0,171	0,008
<i>IVA vs KC Mild</i>	-0,198	0,002
<i>IVA vs KC Moderate</i>	-0,173	0,008
<i>CKI vs KC Score</i>	-0,259	0,000
<i>CKI vs KC Normal</i>	-0,249	0,000
<i>CKI vs KC Suspect</i>	0,209	0,001
<i>CKI vs KC Mild</i>	0,208	0,001
<i>IHD vs CH</i>	0,176	0,007

Parâmetros do Pentacam: *IVA* (índice de assimetria vertical da córnea); *KI* (índice de ceratocone); *CKI* (índice de ceratocone central); *IHA* (índice de assimetria em elevação da córnea) e *IHD* (índice de descentralização por elevação da córnea); Parâmetros do ORA: *IOPg* [PIO relacionada à Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO córnea compensada ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado); *KC Severe* (% de similaridade com ceratocone avançado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI*, *IHA* e *IHD* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 2 B).

A tabela 9 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 9 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>BAD Df vs KC Score</i>	-0,173	0,008
<i>BAD Df vs KC Normal</i>	-0,172	0,008
<i>BAD Df vs KC Mild</i>	0,207	0,001
<i>BAD Db vs IOPg</i>	0,165	0,011
<i>BAD Db vs CRF</i>	0,207	0,001
<i>BAD Db vs CH</i>	0,158	0,015
<i>BAD Db vs KC Score</i>	0,173	0,008
<i>BAD Db vs KC Normal</i>	0,142	0,029
<i>BAD Db vs KC Mild</i>	-0,130	0,044
<i>BAD Db vs KC Moderate</i>	-0,133	0,040
<i>BAD Dp vs IOPg</i>	-0,229	0,000
<i>BAD Dp vs IOPcc</i>	-0,229	0,000
<i>BAD Dp vs KC Score</i>	-0,222	0,001
<i>BAD Dp vs KC Normal</i>	-0,207	0,001
<i>BAD Dp vs KC Mild</i>	0,201	0,002
<i>BAD Dp vs KC Moderate</i>	0,144	0,027
<i>BAD Dt vs IOPg</i>	-0,394	0,000
<i>BAD Dt vs CRF</i>	-0,597	0,000
<i>BAD Dt vs CH</i>	-0,508	0,000

continua

Tabela 9 (Conclusão) - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>BAD Dt vs KC Score</i>	-0,340	0,000
<i>BAD Dt vs KC Normal</i>	-0,337	0,000
<i>BAD Dt vs KC Suspect</i>	0,286	0,000
<i>BAD Dt vs KC Mild</i>	0,246	0,000
<i>BAD Dt vs KC Moderate</i>	0,161	0,000
<i>BAD Dy vs CRF</i>	0,139	0,032
<i>BAD Dy vs CH</i>	0,172	0,008
<i>BAD D vs IOPcc</i>	-0,130	0,045
<i>BAD D vs KC Score</i>	-0,235	0,000
<i>BAD D vs KC Normal</i>	-0,228	0,000
<i>BAD D vs KC Mild</i>	0,250	0,000
<i>BAD D vs KC Moderate</i>	0,138	0,000

Parâmetros do Pentacam: *BAD Dt* (índice Belin-Ambrósio do ponto mais fino da córnea); *BAD Dy* (índice Belin-Ambrósio do deslocamento do ponto mais fino da córnea); *BAD D* (índice Belin-Ambrósio da córnea); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC Score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 3 B).

A Tabela 10 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 10 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>ART Max vs IOPg</i>	0,319	0,000
<i>ART Max vs IOPcc</i>	0,216	0,000
<i>ART Max vs CRF</i>	0,282	0,000
<i>ART Max vs CH</i>	0,143	0,028
<i>ART Max vs KC Score</i>	0,207	0,001
<i>ART Max vs KC Normal</i>	0,185	0,004
<i>ART Max vs KC Suspect</i>	-0,129	0,047
<i>ART Max vs KC Mild</i>	-0,157	0,015
<i>ART Avg vs IOPg</i>	0,385	0,000
<i>ART Avg vs IOPcc</i>	0,247	0,000
<i>ART Avg vs CRF</i>	0,361	0,000
<i>ART Avg vs CH</i>	0,199	0,002
<i>ART Avg vs KC Score</i>	0,334	0,000
<i>ART Avg vs KC Normal</i>	0,321	0,000
<i>ART Avg vs KC Suspect</i>	-0,237	0,000
<i>ART Avg vs KC Mild</i>	-0,271	0,000
<i>ART Min vs IOPg</i>	0,250	0,000
<i>ART Min vs CRF</i>	0,281	0,000
<i>ART Min vs CH</i>	0,190	0,003
<i>ART Min vs KC Score</i>	0,257	0,003
<i>ART Min vs KC Normal</i>	0,268	0,000
<i>ART Min vs KC Suspect</i>	-0,182	0,005
<i>ART Min vs KC Mild</i>	-0,248	0,000
<i>ART Min vs KC Moderate</i>	-0,153	0,019

Parâmetros do Pentacam: *BAD Dt* (índice Belin-Ambrósio do ponto mais fino da córnea); *BAD Dy* (índice Belin-Ambrósio do deslocamento do ponto mais fino da córnea); *BAD D* (índice Belin-Ambrósio da córnea); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 4 B).

A tabela 11 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 11 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Enh BFS Front 8mm vs IOPcc</i>	0,203	0,002
<i>Enh BFS Front 8mm vs CRF</i>	-0,182	0,005
<i>Enh BFS Front 8mm vs CH</i>	-0,281	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs IOPcc</i>	0,238	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs CRF</i>	-0,253	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs CH</i>	-0,359	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs KC Mild</i>	-0,133	0,041
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs KC Score</i>	-0,328	0,000

continua

Tabela 11 (Continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs KC Normal</i>	-0,331	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs KC Suspect</i>	0,283	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs KC Mild</i>	0,274	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs KC Score</i>	-0,322	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs KC Normal</i>	-0,327	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs KC Suspect</i>	0,273	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs KC Mild</i>	0,292	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect1</i>	-0,291	0,000
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs KC Score</i>	0,161	0,013
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs KC Normal</i>	0,139	0,033
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs IOPg</i>	0,154	0,019
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs CRF</i>	0,153	0,017
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs KC Score</i>	0,170	0,009
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs KC Normal</i>	0,157	0,016
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs KC Score</i>	-0,329	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs KC Normal</i>	-0,305	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs KC Suspect</i>	0,229	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs KC Mild</i>	0,266	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs KC Moderate</i>	0,145	0,025
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs CH</i>	0,144	0,027
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Score</i>	0,375	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Normal</i>	0,405	0,000

continua

Tabela 11 (Conclusão). Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Suspect</i>	-0,365	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Mild</i>	-0,300	0,000
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs IOPg</i>	0,154	0,019
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs CRF</i>	0,153	0,020
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs pIarea</i>	0,133	0,005
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs KC Score</i>	0,212	0,001
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs KC Normal</i>	0,183	0,005
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs KC Suspect</i>	-0,119	0,001
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs KC Moderate</i>	-0,165	0,046
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs KC Score</i>	0,177	0,006
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs KC Normal</i>	0,156	0,016
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs KC Mild</i>	-0,137	0,034
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs IOPg</i>	0,151	0,020
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs CRF</i>	0,250	0,000
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Score</i>	0,167	0,010
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Normal</i>	0,168	0,010
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs KC Mild</i>	-0,118	0,025
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs CH</i>	0,221	0,001

Parâmetros do Pentacam: *Enh BFS Front 8mm* (variável de elevação anterior da córnea); *Enh BFS Back 8mm* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFS 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFS 8mm Apex* (variável de elevação posterior do ápice da córnea); *Ele B BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFTE 8mm 4 mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele B BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado); *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 5 B).

A tabela 12 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Comp* e *Diff RPI Min Compl* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 12 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Comp* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>RPI Max vs IOPg</i>	-0,154	0,017
<i>RPI Max vs IOPcc</i>	-0,186	0,005
<i>RPI Avg vs IOPg</i>	-0,232	0,000
<i>RPI Avg vs IOPcc</i>	-0,234	0,000
<i>RPI Avg vs KC Score</i>	-0,219	0,001
<i>RPI Avg vs KC Normal</i>	-0,204	0,002
<i>RPI Avg vs KC Mild</i>	0,198	0,002
<i>RPI Avg vs KC Moderate</i>	0,140	0,030

continua

Tabela 12 (Conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>RPI Min vs KC Score</i>	-0,183	0,005
<i>RPI Min vs KC Normal</i>	-0,186	0,004
<i>RPI Min vs KC Mild</i>	0,201	0,002
<i>Diff RPI Max Compl vs KC Moderate</i>	0,138	0,034
<i>Diff RPI Max Compl vs KC Severe</i>	0,155	0,016
<i>Diff RPI Min Compl vs KC Score</i>	-0,149	0,021
<i>Diff RPI Min Compl vs KC Mild</i>	0,144	0,026
<i>Diff RPI Min Compl vs KC Moderate</i>	0,157	0,015

Parâmetros do Pentacam: *RPI Max* (índice de progressão paquimétrica máxima em cada meridiano da córnea); *RPI Avg* (índice de progressão paquimétrica média em cada meridiano da córnea); *RPI Min* (índice de progressão paquimétrica mínima em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Max Compl* (Diferença nos índices de progressão paquimétrica máxima em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Min Compl* (Diferença nos índices de progressão paquimétrica mínima em cada meridiano da córnea); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO compensada pela córnea ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 6 B).

A tabela 13 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 13 - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Pachy Min vs IOPg</i>	0,399	0,000
<i>Pachy Min vs CRF</i>	0,602	0,000
<i>Pachy Min vs CH</i>	0,512	0,000
<i>Pachy Min vs KC Score</i>	0,352	0,000
<i>Pachy Min vs KC Normal</i>	0,350	0,000
<i>Pachy Min vs KC Suspect</i>	-0,299	0,000
<i>Pachy Min vs KC Mild</i>	-0,254	0,000
<i>Pachy Min vs KC Moderate</i>	-0,164	0,011
<i>Pachy Apex vs IOPg</i>	0,395	0,000
<i>Pachy Apex vs CRF</i>	0,601	0,000
<i>Pachy Apex vs CH</i>	0,515	0,000
<i>Pachy Apex vs KC Score</i>	0,352	0,000
<i>Pachy Apex vs KC Normal</i>	0,350	0,000
<i>Pachy Apex vs KC Suspect</i>	-0,299	0,000
<i>Pachy Apex vs KC Mild</i>	-0,254	0,000
<i>Pachy Apex vs KC Moderate</i>	-0,164	0,011
<i>Pachy Pupil vs IOPg</i>	0,396	0,000
<i>Pachy Pupil vs CRF</i>	0,589	0,000
<i>Pachy Pupil vs CH</i>	0,498	0,000
<i>Pachy Pupil vs KC Score</i>	0,342	0,000
<i>Pachy Pupil vs KC Normal</i>	0,345	0,000
<i>Pachy Pupil vs KC Suspect</i>	-0,302	0,000
<i>Pachy Pupil vs KC Mild</i>	-0,251	0,000
<i>Pachy Pupil vs KC Moderate</i>	-0,138	0,033
<i>Rel Pachy Min vs IOPg</i>	-0,180	0,005
<i>Rel Pachy Min vs CH</i>	0,160	0,014

Parâmetros do Pentacam: *Pachy Min* (paquimetria corneana mínima); *Pachy Apex* (paquimetria do ápice da córnea); *Pachy Pupil* (Paquimetria no eixo pupilar); *Rel Pachy Min* (Paquimetria mínima relativa); Parâmetros do ORA (derivados da pressão): *IOPg* [PIO relacionada a Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 7 B).

A tabela 14 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30⁰* e *Q Asymmetr Front Hor 30⁰*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 14 - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30⁰* e *Q Asymmetr Front Hor 30⁰*, fornecidos pelo Pentacam, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Asph Q Front 30⁰</i> vs <i>KC Score</i>	0,311	0,000
<i>Asph Q Front 30⁰</i> vs <i>KC Normal</i>	0,319	0,000
<i>Asph Q Front 30⁰</i> vs <i>KC Suspect</i>	-0,258	0,000
<i>Asph Q Front 30⁰</i> vs <i>KC Mild</i>	-0,281	0,000
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰</i> vs <i>KC Score</i>	-0,133	0,041
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰</i> vs <i>KC Normal</i>	-0,138	0,034

Parâmetros do Pentacam: *Asph Q Front 30⁰* (Asfericidade anterior em 30⁰ de excentricidade); *Q Asymmetr Frontal Hor 30⁰* (Asfericidade anterior do meridiano horizontal em 30⁰ de excentricidade) e *Q Asymmetr Frontal Vert 30⁰* (Asfericidade anterior do meridiano vertical em 30⁰ de excentricidade). Parâmetros do ORA: *IOPg* [PIO relacionada à Goldmann ($P_1 + P_2 / 2$)]; *IOPcc* [PIO córnea compensada ($P_2 - 0,43 * P_1$)]; *CRF* (Fator de resistência da córnea); *CH* (Histerese da córnea); Índices do ORA: *KC Score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30⁰*, *Q Asymmetr Front Hor 30⁰* e *Q Asymmetr Front Vert 30⁰* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 8 B).

A tabela 15 apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Depth*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 15 - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>AC Depth vs CRF</i>	-0,191	0,003
<i>AC Depth vs CH</i>	-0,187	0,004
<i>AC Depth vs KC Score</i>	-0,300	0,000
<i>AC Depth vs KC Normal</i>	-0,260	0,000
<i>AC Depth vs KC Mild</i>	0,221	0,001
<i>AC Depth vs KC Moderate</i>	0,177	0,006
<i>AC Depth vs CRF</i>	-0,145	0,023
<i>AC Volume vs CH</i>	-0,198	0,002
<i>AC Volume vs KC Score</i>	-0,179	0,006
<i>AC Volume vs KC Normal</i>	-0,149	0,031
<i>Ch Angle vs CRF</i>	-0,150	0,021
<i>Ch Angle vs CH</i>	-0,150	0,020
<i>Ch Angle vs KC Score</i>	-0,228	0,000
<i>Ch Angle vs KC Normal</i>	-0,167	0,010

continua

Tabela 15 (Conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ch Angle vs KC Mild</i>	0,171	0,008
<i>Ch Angle vs KC Moderate</i>	0,128	0,048
<i>PNS vs KC Score</i>	0,249	0,000
<i>PNS vs KC Normal</i>	0,260	0,000
<i>PNS vs KC Suspect</i>	-0,273	0,000
<i>PNS vs KC Mild</i>	-0,143	0,028
<i>Densid Avg % vs KC Score</i>	0,210	0,001
<i>Densid Avg % vs KC Normal</i>	0,221	0,001
<i>Densid Avg % vs KC Suspect</i>	-0,236	0,000
<i>Dens Avg % vs KC Mild</i>	-0,144	0,027

Parâmetros do Pentacam: *AC Depth* (profundidade de câmara anterior); *AC Volume* (volume de câmara anterior) e *Ch Angle* (ângulo de câmara anterior); *PNS* (variável de opacidade do cristalino); *Volume* (variável de volume do cristalino) e *Dens Avg %* (variável desvio-padrão da densidade do cristalino). Índices do ORA: *KC score* (índice ceratocone); *KC Normal* (% de similaridade com córnea normal); *KC Suspect* (% de similaridade com suspeita de ceratocone); *KC Mild* (% de similaridade com ceratocone leve); *KC Moderate* (% de similaridade com ceratocone moderado). *Teste de correlação pareada de Pearson.

Os resultados das correlações significantes dos parâmetros *AC Depth*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, estão no anexo B (Tabela 9 B).

5 Discussão

5.1 Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior

Os valores de média e desvio-padrão do *K1* foram $42,67 \pm 1,48$ D; *K2* $43,89 \pm 1,52$ D; *K Max Front* $44,64 \pm 1,52$ D e *Astig* $1,26 \pm 0,94$ D (Tabela 1). Em um estudo comparativo de diferentes tomógrafos de córnea, a média da ceratometria simulada encontrada com o Pentacam foi $44,05 \pm 1,21$ D em olhos normais (*Savini et al., 2011*). Dados obtidos de uma população com córneas normais, a partir de mapas de curvatura sagital, mostraram ceratometria central média $43,1 \pm 1,43$ D e *K Max Front* $44,6 \pm 3,4$ D. Os autores encontraram 47,9 D como limite superior de normalidade para o *K Max Front*. Este ponto de corte calculado com curva ROC demonstrou sensibilidade de 97,7% e especificidade de 96,9% (*dados não publicados de Ambrósio et al., 2009 apud Ambrósio, 2010*).

O valor médio e o desvio-padrão do *ISV* nesta investigação foi $20,40 \pm 6,23$ (Tabela 1). O valor mais alto de *ISV* considerado normal é 37 e alterado se for ≥ 41 (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*). O *ISV* é um índice topométrico da superfície corneana, sendo elevado nas condições que cursam com irregularidades da superfície corneana como cicatrizes, astigmatismo, deformação de córnea pelo uso de lentes de contato e ceratocone.

O valor médio e o desvio-padrão do *IVA* nesta investigação foi $0,17 \pm 0,07$ (Tabela 1). O valor mais alto do *IVA* considerado normal é 0,28 e alterado se for $\geq 0,32$ (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*). O *IVA* é um índice de assimetria vertical da superfície corneana, que pode estar elevado nas mesmas condições referidas anteriormente para o *ISV* sendo, portanto, um índice útil na detecção de ceratocone.

O valor médio e o desvio-padrão do *KI* foi $0,95 \pm 0,02$ (Tabela 1), sendo valores $> 1,07$ considerados anormais. O *KI* se eleva na presença de ceratocone (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

Nesta investigação o valor médio e o desvio-padrão do *CKI* foi $1,00 \pm 0,01$ (Tabela 1), sendo considerados anormais valores $> 6,71$. O *CKI* está particularmente elevado em ceratocone central (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

O *IHA* é um índice tomográfico indicador da presença de assimetria em elevação no meridiano horizontal da córnea. O valor médio e o desvio-padrão do *IHA* foi $4,26 \pm 3,26$ (Tabela 1), sendo considerados normais valores até 19 e alterados > 21 (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

O *IHD* é um índice que mostra descentralização por elevação no meridiano vertical da córnea. O valor da média e desvio-padrão do *IHD* encontrado nessa pesquisa foi $0,01 \pm 0,0$ (Tabela 1), sendo considerados anormais e patológicos valores iguais ou mais altos que 1,00. Ambos os índices apresentam-se alterados em ceratocone (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

Os índices *BAD* são calculados com um novo *software* incorporado ao Pentacam (*Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display II - software # 1 - 17b31*), que fornece informações sobre alterações na elevação das superfícies anterior e posterior da córnea, espessura corneana no ponto mais fino, deslocamento do ponto mais fino e da progressão paquimétrica da córnea e, ainda, realiza cálculos de regressão voltados para a definição de córnea normal ou portadora de ceratocone. Os valores “D” dizem respeito aos desvios da média representativos de uma superfície anterior (*Df*) ou posterior (*Db*), da progressão paquimétrica (*Dp*), do ponto mais fino (*Dt*) e do deslocamento do ponto mais fino da córnea (*Dy*). Cada parâmetro individual foi

normalizado para que os seus valores pudessem ser expressos em médias e desvios-padrão (Belin, Khachikian, 2008; Ambrósio, 2010). Neste estudo, os valores de média e desvio-padrão do *BAD Df* foram $0,06 \pm 1,06$; *BAD Db* $0,15 \pm -0,94$; *BAD Dp* $-0,28 \pm 0,71$; *BAD Dt* $-0,11 \pm 1,04$; *BAD Dy* $0,28 \pm 1,08$ e *BAD D* $0,29 \pm 0,53$ (Tabela 1). Valores iguais ou $< 1,6$ são considerados normais (Pentacam Interpretation Guideline, 2011).

Os índices *ART* (Ambrósio Relational Thinnest) foram concebidos para facilitar a identificação de córneas com superfícies alteradas (Belin, Khachikian, 2008; Ambrósio, 2010). O índice *ART Max* (Ambrósio Relational Thinnest máximo) é calculado pela razão entre o valor paquimétrico do ponto mais fino da córnea e o valor do índice de progressão paquimétrica máxima. Os valores de média e desvio-padrão do *ART Max* foram $513,25 \pm 92,48 \mu\text{m}$ (Tabela 1). O índice *ART Avg* (Ambrósio Relational Thinnest médio) é calculado pela relação entre o valor paquimétrico do ponto mais fino da córnea e o valor do índice de progressão paquimétrica média. Os valores de média e desvio-padrão do *ART Avg* foram $642,07 \pm 104,12 \mu\text{m}$ (Tabela 1). O índice *ART Min* (Ambrósio Relational Thinnest mínimo) é calculado pela relação entre o valor paquimétrico do ponto mais fino da córnea e o valor do índice de progressão paquimétrica mínimo. Os valores de média e desvio-padrão do *ART Min* foram $946,76 \pm 238,68 \mu\text{m}$ (Tabela 1). Os índices *ART Max* e *ART Avg* obtidos de população com córneas normais apresentaram valores de $507,36 \pm 128,56 \mu\text{m}$ e $696,23 \pm 462,22 \mu\text{m}$, respectivamente. No mesmo estudo, valores de *ART Max* superiores a $339 \mu\text{m}$ e de *ART Avg* superiores a $424 \mu\text{m}$ foram estabelecidos para diferenciar córneas sem e com ceratocone com área sob a curva ROC de 0,983 para *ART Max* e 0,987 para *ART Avg*. (Ambrósio et al., 2011a).

As variáveis de elevação anterior da córnea (*Enh BFS Front 8mm*), elevação posterior da córnea (*Enh BFS Back 8mm*), elevação anterior do ápice da córnea (*Ele F BFS 8mm Apex*), elevação anterior do ponto mais fino da córnea (*Ele F BFS 8mm Thinnest*), elevação anterior da córnea (*Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*), elevação posterior do ápice da córnea (*Ele B BFS 8mm Apex*), elevação posterior do ponto mais fino da córnea (*Ele B BFS 8mm Thinnest*), elevação posterior da córnea (*Ele B BFS 8mm Max 4mm zone*), elevação anterior do ápice da córnea (*Ele F BFTE 8mm Apex*), elevação anterior do ponto mais fino da córnea (*Ele F BFTE 8mm Thinnest*) e elevação posterior do ápice da córnea (*Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone*) são calculadas com o emprego do *Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display* (software release # 1 - 16b96) que mostra dados de elevação anterior e posterior à melhor esfera de referência - *Best fit-sphere (BFS)*, calculada para uma zona óptica fixa de 8,0 mm. O *display* também mostra dados relativos de elevação anterior e posterior em relação a uma superfície de referência aprimorada, calculada para determinar a *BFS* de uma área central de 8mm após a exclusão de todos os dados da zona óptica de 3,5 mm, centrada no ponto mais fino da córnea. No caso de ceratocone ou ectasia, o cone poderia influenciar no encurvamento da *BFS*. Este encurvamento da *BFS* poderia minimizar a diferença de elevação entre o ápice do cone e a *BFS*. Pela eliminação da porção cônica da córnea da computação da *BFS*, a superfície de referência aprimorada serve para acentuar a protrusão cônica ou ectásica enquanto exerce pouco ou nenhum efeito em córneas sem ceratocone. O *BAD display* calcula as alterações nos valores de elevação de uma *BFS* padrão e de uma *BFS* aprimorada. A alteração de elevação calculada entre a *BFS* padrão e a *BFS* aprimorada diferencia córneas normais de córneas ectásicas. Nos cálculos das variáveis de elevação

avaliadas neste trabalho, diferentes superfícies geométricas foram usadas como referência nos mapas de elevação (superfícies elipsoides e elipsoides tóricas). Enquanto a *BFS* permite a identificação de astigmatismo, a *Best-fit toric ellipsoid (BFTE)* facilita a avaliação de astigmatismo de alta ordem (Belin, Khachikian, 2008; Ambrósio, 2010).

Os valores de média e desvio-padrão encontrados na população estudada para *Enh BFS Front 8mm* foram $7,90 \pm 0,26$; *Enh BFS Back 8mm*, $6,57 \pm 0,25$; *Ele F BFS 8mm Apex* $1,77 \pm 1,10$; *Ele F BFS 8mm Thinnest* $1,48 \pm 2,04$; *Ele FBFS 8mm Max 4mm zone* $6,34 \pm 2,83$; *Ele BBFS 8mm Apex* $1,65 \pm 2,75$; *Ele B BFS 8mm Thinnest* $3,42 \pm 4,04$; *Ele B BFS 8mm Max 4mm zone* $13,12 \pm 4,34$; *Ele F BFTE 8mm Apex* $-0,23 \pm 1,34$; *Ele F BFTE 8mm Thinnest* $-0,45 \pm 1,45$; *Ele F BFTE 8mm Max 4 mm zone* $2,68 \pm 1,27$; *Ele B BFTE 8mm Apex* $-0,26 \pm 3,67$; *Ele B BFTE 8mm Thinnest* $-0,00 \pm 3,51$ e *Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone* $7,25 \pm 2,51$ (Tabela 1). Em estudo conduzido com 100 córneas normais de 50 pacientes, os parâmetros de elevação posterior do ponto mais fino nos 8 mm centrais da córnea, apresentaram o melhor valor de corte de 21 para *BFS*, com área sob a curva ROC de 0,98 e de 13 para *BFTE*, com área sob a curva ROC de 0,97 (dados não publicados de Canedo et al., 2009 apud Ambrósio, 2010).

Os parâmetros *RPI (Relative Pachymetric Increase)* foram desenvolvidos para melhorar o diagnóstico de córneas cônicas ou ectásicas. O *RPI Max* refere-se à progressão dos valores máximos individuais de cada raio corneano calculado em relação à curva média de progressão paquimétrica no meridiano considerado. O *RPI Avg* refere-se à progressão dos valores médios individuais de cada raio corneano calculado em relação à curva média de progressão paquimétrica no meridiano

considerado. O *RPI Min* refere-se à progressão dos valores mínimos individuais de cada raio corneano calculado em relação à curva média de progressão paquimétrica no meridiano considerado. O *Diff RPI Max Compl* (*Maximum Difference Relative Pachymetric Increase*) refere-se ao cálculo feito de um valor máximo de diferença que expressa a progressão paquimétrica em cada meridiano da córnea. O *Diff RPI Min Compl* (*Minimum Difference Relative Pachymetric Increase*) refere-se ao cálculo feito de um valor mínimo de diferença que expressa a progressão paquimétrica em cada meridiano da córnea (Ambrósio, 2010). Os valores de média e o desvio-padrão do *RPI Max* foram $1,08 \pm 0,15$; *RPI Avg* $0,86 \pm 0,10$; *RPI Min* $0,60 \pm 0,12$; *Diff RPI Max Compl* $0,27 \pm 0,19$ e *Diff. RPI Min Compl* $-0,20 \pm 0,19$ (Tabela 1). Em população com córneas normais, as médias e desvios-padrão para *RPI Max*, *RPI Avg* e *RPI Min* foram, respectivamente, $1,16 \pm 0,42$; $0,87 \pm 0,21$ e $0,55 \pm 0,39$ (Ambrósio et al., 2011a).

Neste estudo, os valores de média e desvio-padrão de *Pachy Min* (paquimetria mínima) foram $544,17 \pm 37,29 \mu\text{m}$; *Pachy Apex* (paquimetria no ápice da córnea) $547,16 \pm 37,78 \mu\text{m}$; *Pachy Pupil* (paquimetria no eixo pupilar) $546,63 \pm 37,71 \mu\text{m}$ e *Rel Pachy Min* (paquimetria mínima relativa) $-5,04 \pm 2,17 \mu\text{m}$ (Tabela 1). Khachikian et al. (2008) encontraram, em olhos com córneas normais, valores médios e desvios-padrão de $539,0 \pm 36,83 \mu\text{m}$ (*Pachy Apex*), $538,8 \pm 3,9 \mu\text{m}$ (*Pachy Pupil*) e $536,3 \pm 31 \mu\text{m}$ (*Pachy Min*). Fontes et al. (2010a) encontraram *Pachy Apex* de $543,90 \pm 34,87 \mu\text{m}$ em olhos com córneas normais.

Nesta investigação, foram encontrados os seguintes valores de média e desvio-padrão: *Asph Q Front 30⁰* (asfericidade anterior em 30⁰ de excentricidade) - $0,27 \pm 0,12 \text{ D}$; *Asph Q Back 30⁰* (asfericidade posterior em 30⁰ de excentricidade) -

$0,06 \pm 0,23$ D; Q *Asymmetr Frontal Hor 30⁰* (asfericidade anterior no meridiano horizontal em 30⁰ de excentricidade) $0,20 \pm 0,26$ D e Q *Asymmetr Frontal Vert 30⁰* (asfericidade anterior no meridiano vertical em 30⁰ de excentricidade) $0,08 \pm 0,23$ D (Tabela 1). Em estudo de córneas normais, os valores da média e desvio-padrão da asfericidade anterior foram $-0,24 \pm 0,15$ (Savini et al., 2011).

Os valores de média e desvio-padrão de *AC Depth* (profundidade de câmara anterior) na população estudada foi $3,10 \pm 0,38$ mm³; *AC Volume* (volume da câmara anterior) $189,88 \pm 55,74$ mm³ e *Ch Angle* (ângulo da câmara anterior) $38,65 \pm 6,98$ mm³ (Tabela 1). Fontes et al. (2010a) encontraram, em olhos com córneas normais, o valor médio e desvio-padrão de *AC Depth* de $3,07 \pm 0,42$ mm. Dados obtidos de uma população com córneas normais mostraram valores de *AC Depth* de $2,90 \pm 0,48$ mm (Savini et al., 2011).

As variáveis tomográficas do cristalino, como *PNS* (*Pentacam Nuclear Staging – que mensura e estadia a opalescência nuclear do cristalino*), *Volume* (volume do cristalino) e *Dens Avg %* (densidade média do cristalino em %), apresentaram os seguintes valores e desvios-padrão: $0,51 \pm 1,06$; $5,61 \pm 0,65$ e $10,13 \pm 3,62$ (Tabela 1).

5.2 Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato

Os valores médios e desvios-padrão dos parâmetros do ORA, derivados da pressão, *IOPg* (pressão correlacionada a PIO de Goldmann), *IOPcc* (pressão compensada pela córnea), *CH* (histerese da córnea) e *CRF* (fator de resistência da

córnea) foram $15,05 \pm 3,59$ mmHg; $15,42 \pm 3,32$ mmHg; $10,56 \pm 1,71$ mmHg e $10,41 \pm 1,95$ mmHg (Tabela 2). Nossos resultados de *CH* e *CRF* foram levemente inferiores aos previamente publicados para a população caucasiana (Luce, 2005; Shah et al. 2006; Laiquzzaman et al., 2006; Kotecha et al., 2006 e Kida et al., 2006) e concordantes com os de Fontes et al. (2008), que encontraram em 260 olhos de 150 pessoas com córneas normais valores de *CH* de $10,17 \pm 1,82$ mmHg e de *CRF* de $10,14 \pm 1,80$ mmHg.

A “linguagem” da biomecânica não é nova para a oftalmologia. Na explicação aos pacientes portadores de doenças como o glaucoma, ceratocone e descolamento de retina, os oftalmologistas costumeiramente utilizam expressões como “tensão” intraocular, “distorção” da córnea e tração vítreoretiniana (Dupps, 2007). A introdução comercial do ORA em 2005 disponibilizou, para uso clínico, tecnologia que possibilita avaliar *in vivo* variáveis biomecânicas como *IOPg*, *IOPcc*, *CH*, *CRF* e outras. Para Dupps (2007), é preciso ter muita cautela na extrapolação das medidas do ORA para a clínica e não deixar de considerar as seguintes questões: (1) como estas medidas são obtidas?, (2) de que maneira elas podem (ou não) estar relacionadas a conceitos biomecânicos clássicos, tais como a elasticidade? e (3) quais os fatores que podem afetar estas medidas?

A avaliação das variáveis biomecânicas fornecidas pelo ORA é precedida por um processo dinâmico de perturbação do tecido, e a resposta do tecido a esta perturbação é, então, observada e medida. Para Dupps (2007), o uso de expressões como “mais viscoelástico” para *CH* alta e “menos viscoelástico” para *CH* baixa não expressa a verdade; o termo viscoelástico descreve uma série de propriedades viscosas e elásticas, e não apenas uma única propriedade que possa ser caracterizada

como alta ou baixa. Conhecer as condições que afetam as medidas de P_1 e P_2 é importante para interpretar a CH ($P_1 - P_2$). O ORA utiliza um jato de ar direcionado ao olho, fazendo a córnea mover-se para dentro até atingir o primeiro estado de aplanção (momento da medida da pressão do jato de ar - P_1) e, em seguida, de suave concavidade. Durante a excursão de volta, a córnea passa pelo segundo estado de aplanção (momento da medida da pressão do jato de ar - P_2). Pelo fato dos pontos de aplanção serem reconhecidos pelo sensor infravermelho do aparelho por meio de reflexão especular da área central da córnea, distúrbios do filme lacrimal podem afetar a qualidade, magnitude e/ou a reprodutibilidade do sinal de aplanção (*Kahook MY et al., IOVS, 2007; ARVO E-Abstract 1255*).

O ORA foi inicialmente concebido com o objetivo de prover medida mais acurada da PIO (IOP_{cc}) em pacientes com córneas alteradas, como, por exemplo, após cirurgia refrativa ou em casos de suspeita de glaucoma em pacientes com córneas espessas ou delgadas (*Medeiros, Weinreb, 2006*). Recentemente, foram adicionadas aos parâmetros clássicos derivados da pressão (IOP_g , IOP_{cc} , CH e CRF) novas variáveis derivadas da forma da onda (*waveform*), que foram avaliadas neste estudo em córneas normais. Estes parâmetros relacionam-se basicamente com área, largura e altura dos picos 1 e 2 (sinais durante os momentos de aplanção) e com a morfologia geral das *waveforms*. Para *Ambrósio et al. (2010)*, é interessante que existam casos com a mesma CH e sinais de *waveform*, além de características clínicas altamente diferentes. *Kerautrer et al.*, em 2008, relataram um caso de ectasia corneana unilateral após LASIK com valores de CH e CRF similares em ambos os olhos e com diferenças significantes nas *waveforms*. A nova apresentação do ORA inclui uma tabela com todos os índices desviados da normalidade e uma

combinação de parâmetros para detectar sinais de ectasia e/ou ceratocone (*KC Score*), além de oferecer uma porcentagem de similaridade com córneas normais (*KC Normal*) ou portadoras de ceratocone suspeito (*KC Suspect*), leve (*KC Mild*), moderado (*KC Moderate*) e avançado (*KC Severe*). Esta abordagem tem o potencial de aumentar a especificidade na identificação de um sinal biomecânico normal, se uma leitura topográfica sugerir ceratocone ou de confirmar a biomecânica alterada em caso de ceratocone leve. Neste estudo, os valores médios e desvios-padrão destes índices foram: *KC Score* ($0,79 \pm 0,39$); *KC Normal* ($48,73 \pm 37,54$), *KC Suspect* ($32,87 \pm 24,29$), *KC Mild* ($15,91 \pm 18,5$), *KC Moderate* ($2,27 \pm 6,76$) e *KC Severe* ($0,18 \pm 1,38$) (Tabela 2).

A lista e os valores das 37 variáveis derivadas da *waveform* estudadas estão na tabela 2.

O índice *Waveform Score* (*WS*) no ORA é apresentado numa escala de 0 a 10 (*Lam et al., 2010*). Neste estudo, os valores do *Waveform Score* foram $6,76 \pm 1,83$ (Tabela 2).

5.3 Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com o gênero da população

As variáveis *K1* ($p = 0,013$), *K2* ($p = 0,019$), *K Max Front* ($p = 0,042$) e *Ele B BFS 8mm Thinnest* ($p = 0,007$) apresentaram valores mais altos nas pessoas do sexo

feminino, enquanto *BAD Db* ($p = 0,006$), *Enh BFS Front 8mm* ($p = 0,007$), *Ele B BFTE 8mm Thinnest* ($p = 0,047$), *AC Depth* ($p = 0,001$), *AC Volume* ($p = 0,000$) e *Ch Angle* ($p = 0,024$) apresentaram valores mais altos no sexo masculino (Tabela 3).

Sorsby et al. (1957) reportaram valores médios de poder corneano em populações de hipemétropes (+0,50 a +4,00 D), emétopes e míopes (-0,50 a -4,00D) de 42,86 D; 43,25 D e 44,04 D, respectivamente. Outras investigações têm confirmado esta observação de aumento do poder corneano em míopes (*Gardiner, 1962; Garner et al., 1992*). Neste estudo, não levantamos a distribuição do erro refrativo entre os sexos para testar a hipótese de que um número mais alto de mulheres pudesse ser míope e, por consequência, apresentarem córneas mais curvas.

Koretz et al. (1989) verificaram que a redução da profundidade da câmara anterior ocorre devido ao aumento da espessura do cristalino e demonstraram que a distância entre a face posterior da córnea e a cápsula posterior do cristalino não mostrou alteração significativa com a idade. *Hirsch e Weymouth (1947)* descobriram que o aumento da profundidade da câmara anterior (neste estudo, 0,14 mm mais profunda nos homens) poderia diminuir o poder refrativo do olho devido ao efeito provocado pelo afastamento entre os dois maiores elementos refrativos oculares. *Erickson (1991)* demonstrou que uma diferença de 0,1 mm na profundidade da câmara anterior por aumento da espessura do cristalino (mantendo-se constante o comprimento axial) produz +0,13 D de desvio hipermetrópico, enquanto um aumento de 0,1 mm na profundidade de câmara anterior por afastamento (encurvamento) da córnea leva a um aumento de 0,1 mm no comprimento axial e provoca -0,14 D de desvio miópico. Estas observações indicam que variações na profundidade da câmara anterior não devem ser consideradas isoladamente e que devem ser examinadas

conjuntamente com o comprimento axial. O aumento da profundidade de câmara anterior comumente associa-se com valores mais altos do *AC Volume* e do *Ch Angle*.

Nos trabalhos de investigação com estas variáveis, os autores deverão considerar que diferenças relacionadas ao gênero são possíveis fatores de confusão na análise dos seus resultados. Um dos métodos para impedir a ação de fatores de confusão em um estudo consiste no pareamento, no caso incluindo o gênero. No presente estudo, a distribuição do erro refrativo e do comprimento axial não foi realizada para justificar a diferença de profundidade, volume e ângulo de câmara anterior entre os gêneros.

5.4 Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato que apresentaram diferenças estatisticamente significantes com o gênero da população

Os valores de *CRF* e *CH* foram estatística e significativamente mais altos nas pessoas do sexo feminino (Tabela 4). Contudo, a diferença numérica foi pequena [10,68 x 10,06 para *CRF* ($p = 0,016$); 10,82 x 10,20 para *CH* ($p = 0,006$)]. Ambos os grupos apresentaram média de idade similar ($35,04 \pm 15,02$ anos para as mulheres e $33,62 \pm 11,76$ anos para os homens), contudo mais mulheres foram selecionadas aleatoriamente para o estudo (135 mulheres - 135 olhos e 100 homens - 100 olhos). Com diferença numérica pequena e sem diferença estatisticamente significante entre

os grupos, os valores mais altos de *IOPg* ocorreram no sexo feminino (15,18 x 14,88 mmHg) e os valores mais altos de *IOPcc*, no sexo masculino (15,26 x 15,66 mmHg). Sem diferença estatística significativa entre os grupos, a córnea das mulheres apresentou espessura central média mais alta (548,46 x 545,41 μm). Portanto, nossos resultados concordam com os achados de *Kamiya et al. (2008)*, para quem a *CH* é mais baixa nos olhos com *PIO* mais alta, e são discordantes com relação à espessura central da córnea. Para *Kamiya et al. (2008)*, a *CH* é mais baixa em olhos com a espessura central da córnea mais fina, com *PIO* mais alta ou com ambos. Com relação a *PIO*, *Luce et al. (2005)* reportaram que a *CH* permaneceu relativamente constante em uma grande margem de variação da *PIO* em olhos normais. *Kotecha et al. (2006)* também relataram que a *CH* não foi significativamente associada com *IOPg* (coeficiente de correlação negativo baixo e pequeno valor de *p*) e que mostrou tendência para a diminuição em olhos com *IOPcc* mais alta (como no nosso estudo).

Os valores mais baixos de *CRF* e *CH* já haviam sido relatados por *Fontes et al. (2008)* e foram ligeiramente inferiores aos previamente publicados para população caucasiana (*Luce, 2005, Shah et al., 2006; Laiquzzaman et al., 2006; Kotecha et al., 2006 e Kida et al., 2006*). *Fontes et al. (2008)* concluíram que estes parâmetros biomecânicos podiam ser influenciados pela raça e etnia.

Possivelmente, outras influências relacionadas ao sexo, que não foram o escopo desta pesquisa, poderiam estar associadas aos distúrbios hormonais em mulheres. Segundo *Goldich et al. (2011)* a córnea se apresenta mais fina no início do ciclo menstrual e mais grossa na ovulação e no fim do ciclo menstrual. Os parâmetros biomecânicos *CH* e *CRF* se mostraram mais baixos durante a ovulação (*Goldich et al., 2011*). *Bilgihan et al. (2011)* ressaltam que as alterações hormonais

na gravidez podem afetar negativamente a biomecânica da córnea, podendo ser um fator de risco previamente não reconhecido para a progressão do ceratocone.

Valores baixos de *CH* têm sido identificados como fator de risco para a progressão do glaucoma, que é independente da espessura central da córnea (Congdon *et al.*, 2006) e é possível que este achado, além da tendência de subestimação da PIO, possa estar apontando para alterações biomecânicas nestes olhos glaucomatosos (Dupps, 2007).

As variáveis derivadas da *waveform plarea*, *w1*, *h1*, *plareal* e *h11*, associadas ao sinal do pico 1, assim como *w2* e *w21*, associadas ao sinal do pico 2 que mostraram diferença estatisticamente significativa com o gênero, também apresentaram valores mais altos nas pessoas do sexo feminino (Tabela 4). Portanto, os investigadores devem conhecer a influência do sexo nas variáveis que selecionarem para pesquisa e devem incluir pareamento do gênero da população no desenho do estudo a fim de evitar fatores de confusão.

5.5 Parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior que apresentaram correlações estatisticamente significantes com a idade da população

O astigmatismo corneano *Astig* ($r = -0,170$ e $p = 0,009$) e o índice ceratocone *CKI* ($r = -0,494$ e $p = 0,000$) apresentaram correlação negativa significativa com a idade (Tabela 5). Os índices *IHA* ($r = 0,156$ e $p = 0,017$) e *IHD* ($r = 0,151$ e $p =$

0,020) mostraram correlações positivas significantes com a idade (Tabela 5). Entre as variáveis acima, o índice *CKI* foi quem apresentou correlação mais forte e negativa com a idade. Este achado corrobora a observação clínica de que, com o avanço da idade, ocorre diminuição do risco do ceratocone se manifestar.

A superfície da córnea não é uma esfera perfeita. Duas formas topográficas da córnea são descritas: a primeira corresponde à maioria dos olhos normais e se apresenta mais curva no centro do que na região periférica. É denominada córnea prolada. O segundo perfil topográfico é raramente observado em córnea não submetida à cirurgia, e se descreve com um perfil inverso, qualificado como oblado (mais plana no centro) (*Polisuk, 2008*). Os índices *BAD* (*Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display*) combinam dados da distribuição paquimétrica (*BAD Dp*) com informações baseadas em elevação da superfície anterior (*BAD Df*) e posterior (*BAD Db*) da córnea. Neste estudo, o *BAD Df* ($r = -0,149$ e $p = 0,022$) apresentou correlação negativa significativa com a idade, ou seja, houve diminuição da curvatura anterior da córnea, o que significa que a superfície anterior vai se tornando oblada com a idade. O *BAD Db* ($r = 0,480$ e $p = 0,000$) apresentou correlação positiva com a idade, ou seja, houve aumento da curvatura posterior da córnea, o que significa que a superfície posterior vai se tornando prolada com a idade. O *BAD Dp* ($r = 0,160$ e $p = 0,014$) e o índice *Ambrósio Relational Thickness* médio (*ART Avg*) apresentaram correlação positiva significativa com a idade ($r = 0,164$ e $p = 0,011$) (Tabela 5).

A maior parte dos parâmetros de elevação anterior da córnea, do ápice e do ponto mais fino da córnea (*Enh BFS Front 8mm*: $r = -0,176$ e $p = 0,007$; *Ele F BFS 8mm Apex*: $r = -0,449$ e $p = 0,000$; *Ele F BFS 8mm Thinnest*: $r = -0,391$ e $p = 0,000$; *Ele F BFTE 8mm Apex*: $r = -0,460$ e $p = 0,000$ e *Ele F BFTE 8mm Thinnest*: $r = -$

0,551 e $p = 0,000$) apresentou correlação negativa com a idade, confirmando a tendência da superfície anterior da córnea de se tornar mais plana (ou oblada) com a idade. Já os parâmetros de elevação posterior da córnea, do ápice e do ponto mais fino da córnea (*Enh BFS Back 8mm*: $r = 0,185$ e $p = 0,004$; *Ele B BFS 8mm Apex*: $r = 0,456$ e $p = 0,000$; *Ele B BFS 8mm Thinnest*: $r = 0,559$ e $p = 0,000$; *Ele B BFTE 8mm Apex*: $r = 0,455$ e $p = 0,000$ e *Ele B BFTE 8mm Thinnest*: $r = 0,510$ e $p = 0,000$) apresentaram correlação positiva com a idade, ou seja, a superfície posterior da córnea tende a se tornar mais curva (ou prolada) com a idade. Apenas uma variável de elevação anterior da córnea mostrou correlação positiva com a idade (*Ele F BFTE 8mm Max 4 mm zone*: $r = 0,321$ e $p = 0,000$) (Tabela 5).

Os índices *RPI Avg* ($r = -0,159$ e $p = 0,014$); *Diff RPI Max Compl* ($r = -0,180$ e $p = 0,006$) e *Diff RPI Min Compl* ($r = -0,205$ e $p = 0,002$), que representam variáveis de progressão paquimétrica com referência à curva média de cada meridiano da córnea, apresentaram correlação negativa com a idade (Tabela 5).

O valor paquimétrico da espessura corneana *Rel Pachy Min* ($r = -0,316$ e $p = 0,000$) apresentou correlação negativa com a idade (Tabela 5).

Outro achado interessante do estudo foi a forte correlação positiva da asfericidade anterior da córnea (*Asph Q Front 30⁰*: $r = 0,281$ e $p = 0,000$) com a idade, ou seja, a superfície anterior da córnea apresenta tendência de aumentar a sua asfericidade com a idade, enquanto o parâmetro de asfericidade posterior da córnea (*Asph Q Back 30⁰*: $r = -0,420$ e $p = 0,000$) apresentou importante correlação negativa com a idade, portanto, a asfericidade posterior da córnea tende a reduzir com a idade (Tabela 5).

As variáveis da câmara anterior, profundidade (*AC Depth*: $r = -0,501$ e $p = 0,000$), volume (*AC Volume*: $r = -0,255$ e $p = 0,000$) e ângulo (*Ch Angle*: $r = -0,366$ e $p = 0,000$), apresentaram correlações negativas significantes com a idade, enquanto os parâmetros relacionados ao cristalino *PNS* ($r = 0,305$ e $p = 0,000$) e *Dens Avg %* ($r = 0,218$ e $p = 0,001$) apresentaram correlação positiva significativa com a idade. A variável *Volume* ($r = -0,140$ e $p = 0,031$) demonstrou associação negativa mais fraca em relação à idade. De fato, *Koretz et al. (1962)* mostraram que a profundidade da câmara anterior entre 20 e 70 anos de idade diminui aproximadamente de 4,0 mm para 3,5 mm, devido ao aumento da espessura do cristalino relacionado à idade. Em outro estudo de pacientes entre 20 e 70 anos, as aberrações oculares aumentaram com a idade devido à perda de equilíbrio entre as aberrações corneanas e internas do olho (*Artal, 2002*).

Corroborando os dados do estudo, de fato, com o avanço da idade, há incremento na espessura das fibrilas corneanas devido à contínua deposição de colágeno 2 (*Daxer et al., 1998*). Ocorre também aumento do *cross-linking* entre as fibrilas, induzido pela glicosilação do colágeno (*Malik et al., 1992*). Estes achados contribuem para a observação de que a córnea torna-se cada vez mais rígida com a idade (*Friedenwald, 1937; Elsheikh et al., 2007; Kotecha, 2007*). Como consequência, a córnea apresenta espessura variável, é mais delgada centralmente, mostra curvatura esférica e é anisotrópica, ou seja, expressa diferentes propriedades físicas diante de forças aplicadas em diferentes direções. Estas propriedades não são constantes e modificam-se com o aumento da idade, na presença de doenças corneanas e nas alterações do nível de hidratação, porque provocam perda da

organização das lamelas do estroma e resultam na alteração biomecânica da córnea (Kotecha, 2007).

5.6 Variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato que apresentaram correlações estatisticamente significantes com a idade da população

Neste estudo, os parâmetros *CH* e *CRF* não apresentaram correlação estatisticamente significativa com a idade. Para Kotecha et al. (2006), os valores de *CH* são dependentes da idade. Kirwan et al. (2007) encontraram a *CH* de crianças similares a de adultos, sem correlação significativa da *CH* e *CRF* com a idade. Já Ortiz et al. (2007) encontraram diferenças estatisticamente significativas de *CH* e *CRF* entre os grupos etários mais jovens (entre 9 e 14 anos) e mais idosos (entre 60 e 80 anos), sem correlação linear de *CH* e *CRF* com a idade. Para Ortiz et al. (2007), este comportamento implica na mudança das propriedades elásticas da córnea associada à idade e indicam alguns fatores poderiam explicar as diferenças (por exemplo, pressão intra-ocular e comprimento axial), que não foram avaliados em seus estudos. Kamiya et al. (2008), ao pesquisar fatores que influenciam a *CH* em olhos normais, revelaram que os olhos com espessura corneana mais baixa e PIO mais alta, apresentaram *CH* mais baixo. Estes autores não encontraram correlação significativa entre idade e *CH*, mas concluíram que os olhos de pessoas muito idosas

mostram tendência em apresentar *CH* mais baixa. Segundo *Fontes et al. (2008)*, existe uma correlação negativa e paradoxal de *CH* e *CRF* com a idade, enquanto ocorre um aumento considerável nos valores do módulo de elasticidade e idade de acordo com os estudos de *Elsheikh et al. (2007)* Não podemos negar que a idade do paciente atua nas propriedades biomecânicas da córnea, por isso, novas investigações são necessárias para esclarecer esta questão (*Kamiya et al., 2008*).

A forma da onda (*waveform*) pode fornecer muito mais informações sobre córneas alteradas (por exemplo, ceratocone) do que apenas os clássicos parâmetros derivados da pressão (*IOPg*, *IOPcc*, *CH* e *CRF*). A análise destes parâmetros é dependente do reconhecimento dos sinais de aplanção que ocorrem em área central da córnea e, por isto mesmo, são menos sensíveis a manifestações heterogêneas e frequentemente excêntricas que surgem em córneas alteradas, inclusive as que apresentam ceratocone (*Dupps, 2007*).

O fato da análise das *waveforms* fornecerem mais informações sobre a dinâmica da resposta da córnea ao pulso de ar disparado pelo ORA fica patente no número de correlações significantes que estes parâmetros apresentaram com a idade. A lista dos parâmetros relacionados com o sinal dos picos de entrada e saída que apresentaram correlações significantes com a idade está na tabela 6.

Dentre as variáveis derivadas das *waveforms* estudadas, as que apresentaram correlação de maior significância estatística com a idade foram predominantemente originadas durante o segundo momento de aplanção (P_2): *dslope2* ($r = 0,392$; $p = 0,000$); *aspect2* ($r = 0,382$; $p = 0,000$); *h2* ($r = 0,363$; $p = 0,000$); *h21* ($r = 0,363$; $p = 0,000$); *dive2* ($r = 0,339$; $p = 0,000$); *aspect21* ($r = 0,313$; $p = 0,000$); *dslope21* ($r = 0,301$; $p = 0,000$). *Mikielewicz et al. (2011)* e *Spoerl et al.(2011)* destacaram a

variável *p2area* mais sensível que *CH* ou *CRF* na detecção de alterações biomecânicas após o *cross-linking* corneano, em pacientes portadores de ceratocone.

Outra variável associada com a idade foi *WS* ($r = 0,280$; $p = 0,000$). Os índices *KC* foram fortemente correlacionados com a idade (*KC score*: $r = 0,320$, $p = 0,000$; *KC Normal*: $r = 0,294$, $p = 0,000$; *KC Suspect*: $r = -0,214$, $p = 0,001$; *KC Mild*: $r = -0,244$, $p = 0,000$; *KC Moderate*: $r = -0,186$, $p = 0,004$; *KC Severe*: $r = -0,130$, $p = 0,047$). A associação dos índices *KC* sugere menor chance de detecção de ceratocone com a idade. Estes índices têm demonstrado boa capacidade para distinguir ceratocone de olhos normais (*Mikielewicz et al., 2011*).

Os resultados acima reforçam novamente o conceito de que os investigadores devem conhecer a influência da idade nas variáveis que selecionarem para serem estudadas. Para a idade não estar incluída entre os possíveis fatores de confusão que possam influenciar os resultados, os desenhos das investigações clínicas devem contemplar pareamento em faixas etárias, a intervalos de anos determinados, de tal forma que controles e casos possam estar adequadamente distribuídos nesses intervalos.

5.7 Correlações significantes entre os parâmetros topográficos de córnea e segmento anterior e as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato

A lista das correlações significantes dos parâmetros ceratométricos $K1$, $K2$, K *Max Front* e *Astig* ($K1 - K2$), com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 7.

Os parâmetros $K1$, $K2$ e K *Max Front* apresentaram correlação positiva com *CRF* e *CH*. *Kamiya et al. (2008)* estudaram diversos fatores que pudessem afetar a *CH* em olhos normais e não encontraram correlações significantes com idade, sexo, refração manifesta e leituras ceratométricas. Realizaram ainda análise de regressão para quantificar a magnitude da influência de cada variável. A CCT foi o parâmetro mais importante, seguido por PIO alta.

Ambrósio (2010) estudou 226 olhos normais e calculou pontos de corte na curva ROC para escolher as cores da escala 2 dos mapas sagitais do Pentacam, e melhor diferenciar córneas normais e com curvaturas alteradas. Para esta finalidade, o valor de corte calculado para o K *Max* de aproximadamente 48 D apresentou 97,7% de sensibilidade e 96,9% de especificidade ($p < 0,001$), sendo o parâmetro K *Max* considerado isoladamente superior aos índices topométricos *KC* do ORA (*dados não publicados de Guerra et al., 2009 apud Ambrósio, 2010*).

Nesta investigação conduzida em olhos normais, parece paradoxal a constatação de que, dentre os parâmetros ceratométricos, somente $K2$ tenha

apresentado correlação negativa significativa com *KC Score* ($r = -0,165$; $p = 0,011$) e *KC Normal* ($r = -0,160$; $p = 0,014$), associando a diminuição de *K2* à maior probabilidade de não se ter ceratocone; e correlação positiva com *KC Mild* ($r = 0,170$; $p = 0,009$), associando o aumento do *K2* à maior probabilidade de se ter ceratocone.

A lista das correlações dos parâmetros ceratométricos *K1*, *K2*, *K Max Front* e *Astig (K1 - K2)* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 1B).

A lista das correlações significantes dos parâmetros topométricos *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 8.

O parâmetro *IHD*, avaliado em olhos normais, não apresentou correlações significantes com os índices *KC*, apenas *CH* ($r = 0,176$; $p = 0,007$).

O índice de assimetria vertical *IVA* apresentou correlações positivas significantes com *KC Score* ($r = 0,192$; $p = 0,003$) e *KC Normal* ($r = 0,171$; $p = 0,008$) e correlações negativas significantes com *KC Mild* ($r = -0,198$; $p = 0,002$) e *KC Moderate* ($r = -0,173$; $p = 0,008$).

No entanto, o índice *CKI* mostrou correlações significantes negativas mais altas com *KC Score* ($r = -0,259$; $p = 0,002$) e *KC Normal* ($r = -0,249$; $p = 0,000$) e positivas mais altas com *KC Suspect* ($r = 0,209$; $p = 0,001$) e *KC Mild* ($r = 0,208$; $p = 0,001$). Na comparação com os índices topométricos prévios, o *CKI* mostrou desempenho superior para detectar assimetrias de elevação em olhos normais.

O índice *ISV*, *KI* e *IHA* não apresentaram correlações significantes com os parâmetros biomecânicos do ORA, em olhos normais.

A lista das correlações dos parâmetros topométricos *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 2B).

A lista das correlações significantes dos índices *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 9.

A grande contribuição do *BAD* (*Belin-Ambrósio Enhanced Ectasia Display*) foi mensurar a elevação da superfície da córnea baseada na progressão paquimétrica e disponibilizar os resultados em gráficos de fácil compreensão, oferecendo assim, uma visão tomográfica da estrutura da córnea (*Ambrósio, 2010*). O conceito de mensurar a elevação baseada na distribuição paquimétrica aumentou a sensibilidade acima de 90% na diferenciação entre olhos sem e com “ceratocone unilateral” (*Salomão, Ambrósio, dados não publicados 2007*).

As correlações significantes de *BAD Db* com *IOPg*, *CRF* e *CH*; de *BAD Dp* com *IOPg* e *IOPcc*; de *BAD Dt* com *IOPg*, *CRF* e *CH*; de *BAD Dy* com *CRF* e *CH*; e de *BAD D* com *IOPcc* ressaltam o fato da *IOPg* ser influenciada pela espessura da córnea, o mesmo ocorrendo com *CRF* e *CH*.

Neste estudo, os parâmetros *BAD Df*, *BAD Dp*, *BAD Dt* e *BAD D* mostraram correlações negativas significantes com *KC Score* e *KC Normal* e positivas significantes com *KC Mild* e *KC Suspect*. Portanto, quanto mais baixo o desvio paquimétrico da superfície anterior (*BAD Df*), o desvio paquimétrico da progressão paquimétrica (*BAD Dp*) ou a progressão paquimétrica relacionada ao ponto mais fino (*BAD Dt*), maior a probabilidade da córnea não apresentar irregularidade (ceratocone). Ao contrário, o parâmetro *BAD Db* mostrou correlação significativa

positiva com *KC Score* e *KC Normal* e significativa negativa com *KC Mild* e *KC Moderate*, pois refere-se ao desvio paquimétrico da superfície posterior. As correlações com valores mais altos ocorreram entre *BAD Dt* e *KC Score* ($r = -0,340$; $p = 0,000$); *KC Normal* ($r = -0,337$; $p = 0,000$); *KC Suspect* ($r = 0,286$; $p = 0,000$); *KC Mild* ($r = -0,246$; $p = 0,000$) e *KC Moderate* ($r = 0,161$; $p = 0,161$). O *BAD Dy* (relacionado aos desvios paquimétricos representativos da média em relação ao deslocamento do ponto mais fino) não apresentou correlação com *KC*. A avaliação pré-operatória destes parâmetros constitui ferramenta muito útil de triagem para identificar os candidatos com risco de desenvolverem ectasia pós-operatória (Ambrósio, 2010).

As correlações significantes de *BAD Db* com *IOPg*, *CH* e *CRF*; de *BAD Dp* com *IOPg* e *IOPcc*; de *BAD Dt* com *IOPg*, *CH* e *CRF*; de *BAD Dy* com *CH* e *CRF*; e de *BAD D* com *IOPcc* ressaltam o fato da *IOPg* ser influenciada pela espessura da córnea, o mesmo ocorrendo com *CH* e *CRF*.

A lista das correlações dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 3B).

A lista das correlações significantes dos parâmetros *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na Tabela 10.

Os parâmetros *ART* foram desenvolvidos para auxiliar o diagnóstico de ceratocone e/ou irregularidades da superfície corneana. Como descrito anteriormente, representam a razão entre o valor paquimétrico mais fino e a progressão

paquimétrica. Os índices de progressão paquimétrica máxima, média e mínima são calculados a partir do ponto central mais fino em direção à periferia da córnea, incluindo-se todos os meridianos da córnea. Os valores dos índices de progressão são mais altos nas córneas que abruptamente apresentam aumento de espessura. A variável *ART*, como vimos, representa a divisão do valor paquimétrico do ponto mais fino pelo índice de progressão. O valor de corte calculado para a detecção de ectasia e/ou de risco de ectasia com o *ART Max* foi de 339 μm e para o *ART Avg* de 424 μm (*Ambrósio et al., 2011a*).

Neste estudo, os parâmetros *ART* apresentaram correlações significantes com *IOPg*, *IOPcc*, *CRF* e *CH*. As correlações mais altas foram do *ART Avg* com *IOPg* ($r = 0,385$; $p = 0,000$); *IOPcc* ($r = 0,247$; $p = 0,000$), *CRF* ($r = 0,361$; $p = 0,000$) e *CH* ($r = 0,199$; $p = 0,002$).

Os três parâmetros *ART* apresentaram correlações positivas significantes com *KC Score* e *KC Normal*, e negativas significantes com *KC Suspect* e *KC Mild*. Ou seja, quanto mais alto for o valor da variável *ART*, mais alta a probabilidade de o olho não apresentar ceratocone (ou irregularidade). As correlações com valores mais altos foram: *ART Avg* com *KC Score* ($r = 0,334$; $p = 0,000$); *KC Normal* ($r = 0,321$; $p = 0,000$); *KC Suspect* ($r = -0,237$; $p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = -0,271$; $p = 0,000$).

A lista das correlações dos parâmetros *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 4B).

A lista das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele*

F BFTE 8mm Apex, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* fornecidos pelo Pentacam, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na Tabela 11.

É importante entender que os mapas de elevação utilizam a distância (elevação positiva ou negativa) dos pontos da córnea em relação a uma superfície de referência e, portanto, são dependentes da superfície de referência adotada. Por razões práticas, no Pentacam, adotou-se o uso de 8 mm centrais da córnea para o cálculo desta superfície (curvatura) de referência, que pode ser esférica (*BFS*) ou elipsoide tórica (*BFTE*). Por exemplo, o mapa de elevação da superfície anterior *Ele F BFS 8mm Apex* tem este nome derivado de *Front Elevation Best Fit Sphere 8mm* (área usada para o cálculo da esfera de referência), enquanto *Ele B BFTE 8mm Thinnest* se origina de *Back Elevation Best Fit Toric Ellipsoid Thinnest* (ponto mais fino) (*Pentacam Interpretation Guideline, 2011*).

Neste estudo, *Enh BFS Front 8mm*, uma variável de elevação anterior da córnea, apresentou correlação positiva com *IOPcc* ($r = 0,203$; $p = 0,002$) e negativa com *CRF* ($r = -0,182$; $p = 0,005$) e *CH* ($r = -0,281$; $p = 0,000$). O parâmetro *Enh BFS Back 8mm*, uma variável de elevação posterior, também apresentou correlações positivas com *IOPcc* ($r = 0,238$; $p = 0,000$) e negativas com *CRF* ($r = -0,253$; $p = 0,000$) e *CH* ($r = -0,366$; $p = 0,000$).

As variáveis de elevação que apresentaram correlações mais altas com o índice *KC* foram *Ele F BFS 8mm Thinnest* e *Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone*, variáveis de elevação da superfície anterior da córnea. O parâmetro *Ele F BFS 8mm Thinnest* apresentou correlações negativas significantes com *KC Score* ($r = -0,332$; $p = 0,000$), *KC Normal* ($r = -0,327$; $p = 0,000$) e positivas com *KC Suspect* ($r = 0,273$;

$p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = 0,292$; $p = 0,000$), e *Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone* mostrou correlações significantes positivas com *KC Score* ($r = 0,375$; $p = 0,000$); *KC Normal* ($r = 0,405$; $p = 0,000$) e negativas com *KC Suspect* ($r = -0,365$; $p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = -0,300$; $p = 0,000$). Para estes parâmetros, quanto mais baixo o valor de elevação da superfície anterior da córnea, mais alta a probabilidade de o olho não manifestar ceratocone.

Os índices *KC* são baseados em dados de 8 mm da curvatura anterior corneana, mesma área escolhida pelo Pentacam para a construção de seus mapas de elevação, o que explica o fato de as correlações entre estas variáveis apresentarem valores altos. Um estudo realizado com 100 córneas normais (50 pacientes) e 60 córneas com ceratocone (30 pacientes) para avaliar o desempenho dos mapas de elevação, tanto com *BFS* ou *BFTE*, encontrou desempenho semelhante destes mapas, com área sob a curva ROC de 0,98 e 0,97, respectivamente. (Canedo, Louzada, Belin, Ambrósio, dados não publicados 2009). Devemos, no entanto, ressaltar que os mapas de elevação do ponto mais fino em zona de 8 mm foram os que forneceram correlações mais altas com o índice *KC*. É interessante observar que estas diferentes abordagens oferecem informações complementares sobre a regularidade do astigmatismo e da qualidade óptica ocular.

A lista das correlações dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 5B).

A lista das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl*, com os parâmetros biomecânicos do ORA, está na tabela 12.

Estes índices foram desenvolvidos para auxiliarem no diagnóstico de ectasia ou de risco de ectasia (Ambrósio, 2010). Vimos anteriormente que estes índices de progressão paquimétrica são calculados a partir do ponto central mais fino em direção à periferia da córnea, considerando-se todos os meridianos em 360^0 da córnea. A média de todos os meridianos e aqueles com valores mais baixos ou mais altos são apresentados.

O *RPI Avg* apresentou correlações negativas com *IOPg* ($r = -0,232$; $p = 0,000$) e *IOPcc* ($r = -0,234$; $p = 0,000$).

O parâmetro *RPI Avg* também apresentou as correlações significantes mais altas com *KC Score* ($r = -0,219$; $p = 0,001$); *KC Normal* ($r = -0,204$; $p = 0,002$); *KC Mild* ($r = 0,198$; $p = 0,002$) e *KC Moderate* ($r = 0,140$; $p = 0,030$). Portanto, um valor mais baixo do *RPI Avg* está associado a maior probabilidade de o olho não manifestar ceratocone. Ao contrário, um valor mais alto do *RPI Avg* aumenta a probabilidade de o ceratocone (ou de irregularidade da córnea) estar presente.

A lista das correlações dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 6B). Suas informações poderão ser utilizadas para comparações envolvendo olhos com e sem alterações biomecânicas.

A lista das correlações significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 13.

Luce (2005) mostrou em estudo conduzido com 182 olhos normais que a *CH* apresenta correlação fraca com espessura corneana ($r = 0,19$). Neste estudo, encontramos correlação mais alta entre espessura corneana no eixo pupilar (*Pachy Pupil*) e *CH* ($r = 0,498$; $p = 0,000$). O *CRF* também apresentou correlação positiva significativa com *Pachy Pupil* ($r = 0,589$; $p = 0,000$). Para *Luce (2005)*, a *CH* resulta da natureza dinâmica do pulso do ar e capacidade da córnea de absorver energia. O *CRF* também é derivado desta mesma resposta e representa uma medida dos efeitos cumulativos de resistência viscoelástica à deformação da córnea submetida ao jato de ar. Em 1975, Ehlers já descrevia que a variação da espessura corneana afetava a tonometria de aplanção de Goldman. *Kotecha et al. (2006)* ressaltaram a influência das propriedades biomecânicas na pressão intraocular. Diversos estudos já demonstraram que *CH* e *CRF* apresentam fortes correlações com a espessura central da córnea (*Fontes et al., 2008; Touboul et al., 2008; Shah et al., 2009*).

A *IOPcc* é a medida de PIO menos afetada pelas propriedades corneanas. De fato, encontramos correlações significantes da *IOPg* com *Pachy Min* ($r = 0,399$; $p = 0,000$), *Pachy Apex* ($r = 0,395$; $p = 0,000$), *Pachy Pupil* ($r = 0,396$; $p = 0,000$) e *Rel Pachy Min* ($r = -0,180$; $p = 0,005$). A *IOPcc* foi desenvolvida no ORA para ter menor influência da córnea. A ausência de correlações com paquimetria central e a ausência de diferenças entre córneas normais e casos de ceratocone suportam tal parâmetro (*Touboul et al., 2008; Franco, Lira, 2009*). Contudo, a *IOPcc* pode ser importante no diagnóstico do glaucoma, bem como na monitorização do tratamento clínico

(Sullivan et al., 2008). No glaucoma de pressão normal (Morita et al., 2010-2011), a *IOPcc* mostrou-se mais elevada que a tonometria de Goldman e *IOPg*, o que pode ser considerado determinante na diferenciação do glaucoma primário de ângulo aberto.

Nos olhos normais deste estudo, ocorreram correlações positivas significantes da espessura corneana no eixo pupilar (*Pachy Pupil*) com *KC Score* ($r = 0,342$; $p = 0,000$) e *KC Normal* ($r = 0,345$; $p = 0,000$), ou seja, quanto mais espessa a córnea menor a probabilidade do olho apresentar ceratocone. Também houve correlações negativas significantes com *KC Suspect* ($r = -0,302$; $p = 0,000$); *KC Mild* ($r = -0,251$; $p = 0,000$) e *KC Moderate* ($r = -0,138$; $p = 0,033$); ou seja, quanto mais delgada a córnea maior a probabilidade do olho apresentar ceratocone.

A lista das correlações dos parâmetros topográficos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 7B).

A lista das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30°*, *Q Asymmetr Front Hor 30°* e *Q Asymmetr Front Vert 30°*, com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 14.

Dentre os parâmetros de asfericidade, o *Asph Q Front 30°* apresentou os valores mais altos de correlações positivas significantes com o *KC Score* ($r = 0,311$; $p = 0,000$) e *KC Normal* ($r = 0,319$; $p = 0,000$), ou seja, à medida em que a asfericidade aumenta, maior é a probabilidade da córnea ser normal; e correlações negativas significantes com *KC Suspect* ($r = -0,258$; $p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = -$

0,281; $p = 0,000$), ou seja, à medida em que a asfericidade diminui, aumenta a probabilidade da córnea apresentar ceratocone ou superfície irregular.

Vários modelos matemáticos foram concebidos para descrever a asfericidade (Q) da superfície anterior da córnea (Patel, Marshall, 1996; Lindsay et al., 1998, Mandell, 1992, Davis et al., 2005). A superfície anterior da córnea é prolada (Davis et al., 2005) e referida como cônica, devido ao aplanamento que apresenta do ápice em direção à periferia (Lindsay et al., 1998). O valor Q da superfície anterior de córnea normal varia em população adulta jovem de 0,01 a 0,80 (média 0,23) e é influenciado pela idade e pela magnitude do erro refrativo (os hipermetropes tendem a ter valores Q mais altos que os míopes). Os valores Q dependem dos pontos de referência periféricos (no Pentacam é medido na excentricidade de 30^0) e de quantos meridianos estão envolvidos no cálculo.

A lista das correlações dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30^0* , *Q Asymmetr Front Hor 30^0* e *Q Asymmetr Front Vert 30^0* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 8B).

A lista das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior (*AC Depth*, *AC Volume* e *Ch Angle*) e cristalino (*Volume*, *PND* e *Densid Avg %*), com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está na tabela 15.

Neste estudo, a variável *AC Depth* mostrou correlações negativas com *CRF* ($r = -0,191$; $p = 0,003$) e *CH* ($r = -0,187$; $p = 0,004$). Também apresentou correlações negativas significantes com *KC Score* ($r = -0,300$; $p = 0,000$) e *KC Normal* ($r = -0,260$; $p = 0,000$); e positivas significantes com *KC Mild* ($r = 0,221$; $p = 0,001$) e *KC*

Moderate ($r = 0,177$; $r = 0,006$). Ou seja, olhos com câmaras anteriores mais profundas possuem probabilidade mais alta de apresentar córnea irregular (ceratocone ou ectasia).

O parâmetro *Ch Angle* apresentou ainda correlações significantes negativas com *CRF* ($r = -0,150$; $p = 0,021$) e *CH* ($r = -0,100$; $p = 0,020$). O mesmo parâmetro também mostrou correlações negativas significantes com *KC Score* ($r = -0,228$; $p = 0,000$), *KC Normal* ($r = -0,167$; $p = 0,010$) e positivas com *KC Mild* ($r = 0,171$; $p = 0,008$) e *KC Moderate* ($r = 0,128$; $r = 0,048$).

A variável *PNS* (estadiamento e densitometria nuclear do cristalino) mostrou correlações significantes positivas com *KC Score* ($r = 0,249$; $p = 0,000$) e *KC Normal* ($r = 0,260$; $p = 0,000$) e negativas com *KC Suspect* ($r = -0,273$; $p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = -0,143$; $p = 0,028$). A densidade média percentual (*Densid Avg %*) mostrou correlações positivas com *KC Score* ($r = 0,210$; $p = 0,001$) e *KC Normal* ($r = 0,221$; $p = 0,001$) e negativas com *KC Suspect* ($r = -0,236$; $p = 0,000$) e *KC Mild* ($r = -0,144$; $p = 0,027$). Ou seja, quanto maior a opalescência nuclear e a densidade média do cristalino, menor a probabilidade da córnea apresentar irregularidade.

Como vimos, o Pentacam oferece imagens objetivas da estrutura da câmara anterior, incluindo avaliação da densidade do cristalino (Wolffsohn, Davies, 2007). O processo de medida destes parâmetros leva cerca de 2 segundos, tempo em que o equipamento captura de 12 a 50 imagens que são processadas em modelo tridimensional do segmento anterior ocular (Al-Mezaine et al., 2008). Este sistema provê análise tridimensional da câmara anterior (profundidade, ângulo e volume) e do cristalino (Rabsilber et al., 2006; Pei et al., 2008). A densidade do cristalino é medida com o novo software *Pentacam Nucleus Staging (PNS)*. O parâmetro *PNS*

avalia o valor de densidade média e desvios, para então gerar uma grade que classifica a opalescência nuclear do cristalino em cinco estágios. Esta classificação de opalescência nuclear do cristalino não é somente baseada em densitometria, mas também em fórmulas não reveladas pelo fabricante. As medidas de densitometria podem ser afetadas por fatores externos como opacidade corneana, dilatação insuficiente da pupila, alterações na iluminação da fotografia, processamento da imagem e mesmo padronização da escala de leitura. *Sasaki et al. (1992)* mostraram que alterações na metade anterior do núcleo do cristalino são melhor avaliadas com luz de comprimento de onda azul, enquanto as alterações na metade posterior são melhor avaliadas com luz vermelha. A câmara *Scheimpflug* do Pentacam faz o rastreamento principalmente com luz azul, o que pode interferir nas medidas de densitometria e tornar o método não acurado para analisar opalescências nucleares do cristalino.

A lista das correlações dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Depth*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *Volume*, *PND* e *Densid Avg %* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato, está no Anexo B (Tabela 9B).

Todas as correlações dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento anterior oferecidos pelo Pentacam e aqueles derivados da *waveform* oferecidos pelo ORA estão disponibilizados em banco de dados para comparações futuras com outros grupos de olhos (Anexo B).

5.8 Considerações finais

Atualmente, muita atenção tem sido dispensada às propriedades biomecânicas da córnea em função dos numerosos relatos de casos de ectasia iatrogênica desenvolvidos após cirurgia fotorrefrativa a *laser*, resultantes provavelmente do enfraquecimento da córnea (Ambrósio *et al.*, 2011). Contudo, as propriedades biomecânicas da córnea podem afetar não somente o resultado pós-cirúrgico da LASIK (*Laser in situ keratomileusis*), como também a medida da PIO em córneas alteradas. Quando Goldmann e Schmidt (1957) introduziram a tonometria de aplanção, tinham conhecimento de que a variação na espessura central da córnea poderia influenciar as medidas da PIO e concluíram que, na ausência de doença corneana, a espessura central da córnea não variaria muito além de 500 μm . Então, assumiram que os efeitos da rigidez corneana deveriam ser contrabalanceados pela tensão superficial do menisco lacrimal, desenhando a ponta do tonômetro para aplanar, na córnea, uma área circular de 3,06 mm de diâmetro. Von Bahr (1956) foi o primeiro a reportar grande variação da espessura central da córnea em população normal. Ehlers *et al.* (1970) revelaram que estas variações de espessura corneana em população normal afetavam a medida da PIO com o tonômetro de aplanção de Goldmann. Contudo, além da espessura corneana, passou-se a considerar que outras propriedades biomecânicas poderiam exercer influência ainda maior na medida da PIO (Kotecha *et al.*, 2006). Com o desenvolvimento do ORA, inicialmente voltado para a medida da PIO, tornou-se possível a medida *in vivo* dos parâmetros biomecânicos da córnea denominados histerese (*CH*) e fator de resistência da córnea (*CRF*). Os conhecimentos obtidos com esta nova tecnologia permitiram creditar ao

módulo elástico da córnea um impacto maior no erro da medida da PIO com tonometria de aplanção do que o exercido pela espessura central e/ou curvatura da córnea (Dupps, 2007). No entanto, as diferenças entre *CH* e *CRF*, bem como as contribuições dos componentes viscosos e elásticos para a magnitude destes parâmetros, ainda não são bem compreendidas (Dupps, 2007). Ambos, *CH* e *CRF* são influenciados por propriedades viscoelásticas porque ambos representam combinações lineares de P_1 e P_2 . Kotecha et al. (2008) procuraram extrair mais sensibilidade dos valores P_1 e P_2 fornecidos pelo ORA, com outros fatores como o *Corneal Constant Factor*, um conceito interessante para avaliações prospectivas. Embora o alinhamento do olho e a distância do ponto de liberação do pulso de ar ao olho sejam bem regulados pelo ORA, a área de aplanção ainda não está bem definida. Dessa forma, o conhecimento da superfície de aplanção poderia prover informação adicional sobre o comportamento da córnea e de suas propriedades biomecânicas. Um sistema de câmara fotográfica de alta velocidade poderia definir a real superfície de aplanção durante a deformação da córnea (princípio do equipamento CorVis, Oculus). Ainda, devido à técnica de detecção da aplanção baseada em reflexão especular, existe o risco de confusão entre a qualidade da resposta da superfície corneana e propriedades biomecânicas da córnea.

Em 2004, foi introduzido no mercado mundial o primeiro sistema rotatório de câmaras com sistema *Scheimpflug* (Pentacam). No entanto, o emprego destas tecnologias ainda fornece informações insuficientes para a diferenciação acurada entre córnea normal e alterada por ceratocone incipiente, o que é imprescindível para a detecção de córneas susceptíveis a se tornarem ectásicas após cirurgia fotorrefrativa à laser (Randleman et al., 2006; Fontes et al., 2010a-c, Fontes et al., 2011). Neste

contexto, fica patente a carência de estudos que combinem as informações do ORA e do Pentacam, principalmente porque, na literatura atual, não há consenso sobre o significado e a expressão clínica destes parâmetros em olhos normais. Com esta investigação realizada em pessoas com olhos normais, correlacionamos parâmetros topográficos do Pentacam com as variáveis biomecânicas fornecidas pelo ORA e com o gênero e idade da população. No estado atual da arte, ressaltamos a necessidade de que sejam realizadas novas pesquisas com objetivos voltados para confirmar a relevância e a utilidade destes parâmetros, para que possam nortear efetivamente nossas condutas na prática oftalmológica.

6 Conclusões

Nas condições deste estudo, as avaliações dos parâmetros tomográficos de córnea e segmento ocular e das variáveis, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato em olhos normais, permitiram concluir que:

1. Os valores dos parâmetros tomográficos *K1*, *K2*, *K Max Front*, *BAD Db*, *Enh BFS Front*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele B BFTE 8mm Thinnest*, *AC Depth*, *AC Volume* e *Ch Angle* apresentaram diferenças significantes com o gênero.
 - a. Os parâmetros *K1*, *K2*, *K Max Front*, *Ele B BFS 8mm Thinnest* e *Ele B BFTE 8mm Thinnest* apresentaram valores mais altos nas pessoas do sexo feminino.
 - b. Os parâmetros *BAD Db*, *Enh BFS Front 8mm*, *AC Depth*, *AC Volume* e *Ch Angle* apresentaram valores mais altos no sexo masculino.
2. Os valores das variáveis biomecânicas *CRF*, *CH*, *plarea*, *w1*, *w2*, *h1*, *larea1*, *w21* e *h11* apresentaram diferenças significantes com o gênero da população.
 - a. As variáveis *CRF* e *CH* apresentaram valores mais altos nas pessoas do sexo feminino.
 - b. As variáveis *plarea*, *w2*, *h1*, *plarea1*, *w21* e *h11* apresentaram valores mais altos nas pessoas do sexo feminino.

3. Os parâmetros tomográficos *IHA, IHD, BAD Db, ART Avg, Enh BFS Back 8mm, Ele B BFS 8mm Apex, Ele B BFTE 8mm Max 4 mm zone, Ele B BFTE 8mm Thinnest, Asph Q Front 300, PNS* e *Dens Avg %* mostraram correlações positivas significantes com a idade. Portanto, a superfície posterior da córnea tende a se tornar mais curva e menos esférica; e o cristalino se mostra mais denso com a idade.
4. Os parâmetros tomográficos *Astig, CKI, BAD Df, BAD Dp, Enh BFS Front 8mm, Ele F BFS 8mm Apex, Ele F BFS 8mm Thinnest, Ele F BFTE 8mm Apex, Ele F BFTE 8 Thinnest, RPI Avg, Diff RPI Max Compl, Diff RPI Min Compl, Rel Pachy Min, Asph Q Back 30⁰, AC Depth, AC Volume* e *Volume* mostraram correlações negativas significantes com a idade, confirmando a tendência da superfície anterior da córnea se tornar mais plana e esférica; e da câmara anterior diminuir com a idade.
5. Dentre as variáveis derivadas das *waveforms*, *p1area, p2area, aspect1, aspect2, uslope1, uslope2, dslope1, dslope2, h1, h2, dive1, dive2, path2, mslew1, mslew2, slew1, slew2, p1areal, p2areal, aspect11, aspect21, uslope11, uslope21, dslope21, h11* e *h21* apresentaram correlações positivas significantes com a idade. As variáveis com maior significância estatística foram predominantemente originadas durante o segundo momento de aplanção (P2).
6. Os índices *KC score* e *KC Normal* mostraram correlações positivas significantes com a idade. *KC Suspect, KC Mild, KC Moderate, KC Severe, w2* e *w21* mostraram correlações negativas significantes com a idade.

7. Os parâmetros tomográficos *IVA*, *ART Max*, *ART Avg*, *ART Min*, *Ele B BFS 8mm Apex Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFTE 8mm Thinnest*, *Ele B BFTE 8mm Max 4 mm zone*, *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil*, *Asph Q Front 300*, *PNS* e *Dens Avg %* apresentaram correlações positivas significantes com as variáveis biomecânicas *KC Score* e *KC Normal* e negativas significantes com *KC Mild*.

8. Os parâmetros tomográficos *K2*, *CKI*, *BAD Df*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD D*, *Ele F BFS Back Apex 8mm*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest*, *RPI Min*, *RPI Avg*, *AC Depth* e *Ch Angle* apresentaram correlações negativas significantes com as variáveis *KC Score* e *KC Normal* e positivas significantes com *KC Mild*.

9. A variável biomecânica *CH* apresentou correlações positivas mais altas com *Pachy Min*, *Pachy Apex* e *Pachy Pupil* e negativas mais altas com *BAD Dt* e *Enh BFS Back 8mm Apex*. Estes resultados mostram que a *CH* é afetada, sobretudo, pela espessura central da córnea.

10. A variável biomecânica *CRF* apresentou correlações positivas mais altas com *ART Avg*, *Pachy Min*, *Pachy Apex* e *Pachy Pupil* e negativas mais altas com *BAD Dt* e *Enh BFS Back 8mm*. Estes resultados mostram que o *CRF* foi afetado pela espessura central da córnea.

11. O parâmetro *IOPg* apresentou correlações positivas mais altas com *ART Avg*, *Pachy Min*, *Pachy Apex* e *Pachy Pupil* e negativas mais altas com *BAD Dt*. Estes achados mostram que a *IOPg* foi afetada pela espessura central da córnea.

12. O parâmetro *IOPcc* apresentou correlações positivas significantes mais altas com *ART Avg* e *Enh BFS Back 8mm* e negativas mais altas com *BAD Dp* e *RPI Avg*; e não apresentou associação com a espessura central da córnea.

7 Anexos

ANEXO A**APROVAÇÃO**

O Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em **31.01.2012**, **APROVOU *ad-referendum*** o Protocolo de Pesquisa nº **019/12**, intitulado: "**Avaliação de parâmetros tomográficos e biomecânicos de córneas saudáveis**", apresentado pelo Departamento de **Oftalmologia e Otorrinolaringologia**.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: Prof. Dr. Milton Ruiz Alves

Pesquisador (a) Executante: Iris de Souza Yamane

CEP-FMUSP, 31 de janeiro de 2012



Prof. Dr. Roger Chammas
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

ANEXO B

A tabela 1B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 1B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros topográficos *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>K1 vs bindex</i>	-0,163	0,012
<i>K1 vs p1area</i>	-0,154	0,018
<i>K1 vs w2</i>	0,144	0,027
<i>K1 vs p1areal</i>	-0,141	0,030
<i>K2 vs WS</i>	-0,167	0,010
<i>K2 vs bindex</i>	-0,167	0,010
<i>K2 vs p1area</i>	-0,152	0,019
<i>K2 vs p2area</i>	-0,136	0,037
<i>K2 vs p2areal</i>	-0,149	0,019
<i>K2 vs aspect1</i>	-0,149	0,022
<i>K2 vs aspect2</i>	-0,168	0,010
<i>K2 vs uslope2</i>	-0,183	0,005
<i>K2 vs dslope1</i>	-0,178	0,005
<i>K2 vs dslope2</i>	-0,156	0,005
<i>K2 vs h1</i>	-0,172	0,008
<i>K2 vs h2</i>	-0,195	0,003
<i>K2 vs mslew2</i>	-0,151	0,020
<i>K2 vs dive2</i>	-0,201	0,002

continua

Tabela 1B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros topográficos *K1*, *K2*, *Astig* e *K Max Front* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>K2 vs slew2</i>	-0,175	0,007
<i>K2 vs p1areal</i>	-0,177	0,006
<i>K2 vs p2areal</i>	-0,162	0,012
<i>K2 vs uslope21</i>	-0,183	0,005
<i>K2 vs dslope11</i>	-0,156	0,016
<i>K2 vs aspect11</i>	-0,160	0,013
<i>K2 vs h11</i>	-0,172	0,008
<i>K2 vs h21</i>	-0,195	0,003
<i>Astig vs p2area</i>	-0,204	0,002
<i>Astig vs aspect1</i>	-0,131	0,044
<i>Astig vs aspect2</i>	-0,128	0,048
<i>Astig vs w1</i>	0,148	0,022
<i>Astig vs h2</i>	-0,180	0,005
<i>Astig vs dive2</i>	-0,157	0,016
<i>Astig vs p2areal</i>	-0,193	0,003
<i>Astig vs aspect11</i>	-0,129	0,044
<i>Astig vs uslope21</i>	-0,139	0,032
<i>Astig vs h21</i>	-0,180	0,005
<i>K Max Front vs bindex</i>	-0,146	0,025

Parâmetros do Pentacam: *K1* (ceratometria do meridiano mais plano); *K2* (ceratometria do meridiano mais curvo); *Astig* (*K1* - *K2*); *K Max Front* (ceratometria mais alta no mapa de curvatura axial); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão *h1/w1* e *h2/w2*); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão *dive1/w1* e *dive2/w2*); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão *h11/w11* e *h21/w21*); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). * Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 2B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 2B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>ISV vs p2area1</i>	-0,132	0,043
<i>ISV vs dslope21</i>	-0,128	0,049
<i>IVA vs WS</i>	0,194	0,003
<i>IVA vs p1area</i>	0,214	0,001
<i>IVA vs p2area</i>	0,163	0,012
<i>IVA vs aspect1</i>	0,213	0,001
<i>IVA vs uslope2</i>	0,129	0,047
<i>IVA vs dslope1</i>	0,247	0,000
<i>IVA vs h1</i>	0,227	0,000
<i>IVA vs h2</i>	0,130	0,045
<i>IVA vs dive2</i>	0,171	0,008
<i>IVA vs mslew1</i>	0,178	0,006
<i>IVA vs slew2</i>	0,134	0,038
<i>IVA vs p1areal</i>	0,212	0,001
<i>IVA vs p2areal</i>	-0,150	0,021
<i>IVA vs aspect11</i>	0,147	0,006
<i>IVA vs uslope21</i>	0,177	0,006
<i>IVA vs dslope21</i>	0,149	0,022
<i>IVA vs h11</i>	0,227	0,000
<i>IVA vs h21</i>	0,130	0,045

continua

Tabela 2B (continuação)- Resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>KI vs path1</i>	0,191	0,003
<i>KI vs w11</i>	0,151	0,020
<i>KI vs aspect11</i>	0,132	0,042
<i>KI vs path11</i>	0,178	0,006
<i>CKI vs WS</i>	-0,189	0,004
<i>CKI vs p1area</i>	-0,274	0,000
<i>CKI vs p2area</i>	-0,212	0,001
<i>CKI vs aspect1</i>	-0,275	0,000
<i>CKI vs aspect2</i>	-0,162	0,012
<i>CKI vs uslope1</i>	-0,187	0,004
<i>CKI vs dslope1</i>	-0,285	0,000
<i>CKI vs dslope2</i>	-0,157	0,015
<i>CKI vs h1</i>	-0,317	0,000
<i>CKI vs h2</i>	-0,220	0,001
<i>CKI vs dive1</i>	-0,271	0,000
<i>CKI vs dive2</i>	-0,156	0,016
<i>CKI vs mslew1</i>	-0,270	0,000
<i>CKI vs slew1</i>	-0,188	0,004
<i>CKI vs p1areal</i>	-0,229	0,000
<i>CKI vs p2areal</i>	-0,196	0,002
<i>CKI vs aspect11</i>	-0,243	0,000
<i>CKI vs uslope11</i>	-0,195	0,002
<i>CKI vs dslope11</i>	-0,250	0,000
<i>CKI vs dslope21</i>	-0,120	0,062
<i>CKI vs h11</i>	-0,317	0,000
<i>CKI vs h21</i>	-0,220	0,001

continua

Tabela 2B (conclusão)- Resultados das correlações significantes dos parâmetros topométricos *ISV*, *IVA*, *KI*, *CKI* e *IHA* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>IHA vs bindex</i>	0,130	0,045
<i>IHD vs CH</i>	0,176	0,007
<i>IHD vs p1area</i>	0,187	0,004
<i>IHA vs p2area</i>	0,155	0,017
<i>IHA vs dslope1</i>	0,129	0,048
<i>IHA vs h1</i>	0,155	0,019
<i>IHA vs mslew1</i>	-0,130	0,043
<i>IHA vs p1areal</i>	0,188	0,004
<i>IHA vs p2areal</i>	0,152	0,019
<i>IHA vs h11</i>	0,153	0,019

Parâmetros do Pentacam: *ISV* (índice de variação da superfície da córnea); *IVA* (índice de assimetria vertical da córnea); *KI* (índice de ceratocone); *CKI* (índice de ceratocone central); *IHA* (índice de assimetria em elevação da córnea); *IHD* (índice de descentralização por elevação da córnea); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *apthf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 3B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 3B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>BAD Df vs p2area</i>	-0,159	0,014
<i>BAD Df vs aspect1</i>	-0,163	0,012
<i>BAD Df vs aspect2</i>	-0,166	0,010
<i>BAD Df vs uslope1</i>	-0,160	0,014
<i>BAD Df vs dslope1</i>	-0,139	0,032
<i>BAD Df vs dslope2</i>	-0,188	0,004
<i>BAD Df vs h1</i>	-0,184	0,005
<i>BAD Df vs h2</i>	-0,187	0,005
<i>BAD Df vs dive2</i>	-0,129	0,047
<i>BAD Df vs mslew1</i>	-0,144	0,020
<i>BAD Df vs slew1</i>	-0,159	0,027
<i>BAD Df vs p2area1</i>	-0,162	0,014
<i>BAD Df vs aspect11</i>	-0,167	0,012
<i>BAD Df vs aspect21</i>	-0,142	0,010
<i>BAD Df vs uslope11</i>	-0,149	0,029
<i>BAD Df vs dslope11</i>	-0,146	0,025
<i>BAD Df vs dslope21</i>	-0,180	0,024
<i>BAD Df vs h11</i>	-0,184	0,005
<i>BAD Df vs h21</i>	-0,187	0,004
<i>BAD Db vs WS</i>	0,136	0,037

continua

Tabela 3B (continuação)- Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>BAD Db vs aindex</i>	0,147	0,024
<i>BAD Db vs dive1</i>	0,134	0,039
<i>BAD Db vs dive2</i>	-0,155	0,017
<i>BAD Dp vs WS</i>	-0,159	0,014
<i>BAD Dp vs p1area</i>	-0,241	0,000
<i>BAD Dp vs p2area</i>	-0,238	0,000
<i>BAD Dp vs dslope1</i>	-0,128	0,049
<i>BAD Dp vs h1</i>	-0,187	0,004
<i>BAD Dp vs h2</i>	-0,155	0,004
<i>BAD Db vs dive2</i>	-0,179	0,017
<i>BAD Db vs p1area1</i>	-0,235	0,006
<i>BAD Db vs p2area1</i>	-0,258	0,000
<i>BAD Db vs h11</i>	-0,187	0,004
<i>BAD Db vs h21</i>	-0,155	0,017
<i>BAD Dt vs aindex</i>	-0,165	0,011
<i>BAD Dt vs p1area</i>	-0,343	0,000
<i>BAD Dt vs p2area</i>	-0,394	0,000
<i>BAD Dt vs w1</i>	-0,163	0,012
<i>BAD Dt vs w2</i>	-0,252	0,000
<i>BAD Dt vs h1</i>	-0,199	0,002
<i>BAD Dt vs dive2</i>	-0,203	0,002
<i>BAD Dt vs path1</i>	0,305	0,000
<i>BAD Dt vs path2</i>	0,294	0,000
<i>BAD Dt vs mslew2</i>	0,170	0,009
<i>BAD Dt vs alplhf</i>	0,146	0,024
<i>BAD Dt vs p1area1</i>	-0,362	0,000
<i>BAD Dt vs p2area1</i>	-0,359	0,000

continua

Tabela 3B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *BAD Df*, *BAD Db*, *BAD Dp*, *BAD Dt*, *BAD Dy* e *BAD D* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>BAD Dt vs aspect21</i>	0,158	0,015
<i>BAD Dt vs dslope21</i>	0,155	0,017
<i>BAD Dt vs w11</i>	-0,281	0,000
<i>BAD Dt vs w21</i>	-0,305	0,000
<i>BAD Dt vs path11</i>	0,314	0,000
<i>BAD Dt vs path 21</i>	-0,155	0,017
<i>BAD Dy vs aindex</i>	0,133	0,040
<i>BAD D vs WS</i>	-0,159	0,014
<i>BAD D vs uslope1</i>	-0,143	0,028
<i>BAD D vs dslope1</i>	-0,131	0,044
<i>BAD D vs h1</i>	-0,223	0,001
<i>BAD D vs h2</i>	-0,187	0,004
<i>BAD D vs dive1</i>	-0,139	0,032
<i>BAD D vs dive2</i>	-0,169	0,019
<i>BAD D vs mslew1</i>	-0,156	0,016
<i>BAD D vs p1area1</i>	-0,202	0,002
<i>BAD D vs p2area1</i>	-0,307	0,000
<i>BAD D vs aspect11</i>	-0,155	0,017
<i>BAD D vs dslope11</i>	-0,133	0,041
<i>BAD D vs h11</i>	-0,223	0,000
<i>BAD D vs h21</i>	-0,187	0,004

Parâmetros do Pentacam: *BAD Db* (índice Belin-Ambrósio da superfície posterior da córnea); *BAD Dp* (índice Belin-Ambrósio da progressão paquimétrica); *BAD Dt* (índice Belin-Ambrósio do ponto mais fino da córnea); *BAD Dy* (índice Belin-Ambrósio do deslocamento do ponto mais fino da córnea); *BAD D* (índice Belin-Ambrósio da córnea); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão *h1/w1* e *h2/w2*); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão *dive1/w1* e *dive2/w2*); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1area1* e *p2area1* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão *h11/w11* e *h21/w21*); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A Tabela 4B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 4B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>ART Max vs p1area</i>	0,311	0,000
<i>ART Max vs p2area</i>	0,288	0,000
<i>ART Max vs w1</i>	0,167	0,010
<i>ART Max vs w2</i>	0,151	0,023
<i>ART Max vs h1</i>	0,156	0,016
<i>ART Max vs path1</i>	-0,235	0,000
<i>ART Max vs path2</i>	-0,180	0,005
<i>ART Max vs p1area1</i>	0,323	0,000
<i>ART Max vs p2area1</i>	0,286	0,000
<i>ART Max vs dslope21</i>	-0,125	0,049
<i>ART Max vs w11</i>	0,219	0,001
<i>ART Max vs w21</i>	0,217	0,001
<i>ART Max vs h11</i>	0,152	0,016
<i>ART Max vs path11</i>	-0,213	0,001
<i>ART Max vs path21</i>	-0,149	0,020
<i>ART Avg vs WS</i>	0,172	0,008
<i>ART Avg vs p1area</i>	0,352	0,000
<i>ART Avg vs p2area</i>	0,367	0,000
<i>ART Avg vs dslope1</i>	0,152	0,019
<i>ART Avg vs h1</i>	0,241	0,000
<i>ART Avg vs h2</i>	0,180	0,008
<i>ART Avg vs dive2</i>	0,239	0,000

continua

Tabela 4B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *ART Max*, *ART Avg* e *ART Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>ART Avg vs path1</i>	-0,201	0,002
<i>ART Avg vs path2</i>	-0,151	0,020
<i>ART Avg vs p1area1</i>	0,355	0,000
<i>ART Avg vs p2area1</i>	0,364	0,000
<i>ART Avg vs w11</i>	0,151	0,020
<i>ART Avg vs w21</i>	0,182	0,005
<i>ART Avg vs h11</i>	0,241	0,000
<i>ART Avg vs path11</i>	-0,215	0,001
<i>ART Min vs WS</i>	0,177	0,006
<i>ART Min vs p1area</i>	0,198	0,002
<i>ART Min vs p2area</i>	0,228	0,000
<i>ART Min vs aspect1</i>	0,154	0,018
<i>ART Min vs dslope1</i>	0,166	0,011
<i>ART Min vs h1</i>	0,240	0,002
<i>ART Min vs h2</i>	0,151	0,020
<i>ART Min vs dive1</i>	0,147	0,023
<i>ART Min vs dive2</i>	0,167	0,010
<i>ART Min vs p1area1</i>	0,182	0,005
<i>ART Min vs p2area1</i>	0,219	0,001
<i>ART Min vs h11</i>	0,204	0,002
<i>ART Min vs h21</i>	0,151	0,020

Parâmetros do Pentacam: *ART Max* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* máximo); *ART Avg* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* médio); *ART Min* (índice *Ambrósio Relational Thinnest* mínimo); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1area1* e *p2area1* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 5B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 5B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Enh BFS Front 8mm vs bindex</i>	0,133	0,040
<i>Enh BFS Back 8mm vs WS</i>	0,159	0,015
<i>Enh BFS Back 8mm vs IOPcc</i>	0,238	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs bindex</i>	0,129	0,037
<i>Enh BFS Back 8mm vs aspect1</i>	0,144	0,027
<i>Enh BFS Back 8mm vs aspect2</i>	0,223	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs uslope2</i>	0,224	0,001
<i>Enh BFS Back 8mm vs dslope1</i>	0,177	0,006
<i>Enh BFS Back 8mm vs dslope2</i>	0,223	0,001
<i>Enh BFS Back 8mm vs w2</i>	-0,226	0,000
<i>Enh BFS Back 8mm vs h1</i>	0,159	0,014
<i>Enh BFS Back 8mm vs h2</i>	0,203	0,004
<i>Enh BFS Back 8mm vs path2</i>	0,180	0,005
<i>Enh BFS Back 8mm vs mslew2</i>	0,203	0,002
<i>Enh BFS Back 8mm vs slew2</i>	0,221	0,001
<i>Enh BFS Back 8mm vs aplhf</i>	0,131	0,034
<i>Enh BFS Back 8mm vs aspect11</i>	0,189	0,034

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Enh BFS Back 8mm vs aspect21</i>	0,202	0,002
<i>Enh BFS Back 8mm vs uslope21</i>	0,220	0,001
<i>Enh BFS Back 8mm vs dslope11</i>	0,204	0,002
<i>Enh BFS Back 8mm vs w21</i>	-0,160	0,014
<i>Enh BFS Back 8mm vs h11</i>	0,159	0,014
<i>Enh BFS Back 8mm vs h21</i>	0,203	0,002
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs WS</i>	-0,221	0,001
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs bindex</i>	-0,155	0,017
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs p1area</i>	-0,297	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs p2area</i>	-0,307	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs aspect1</i>	-0,264	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs aspect2</i>	-0,242	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs uslope1</i>	-0,184	0,004
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs uslope2</i>	-0,199	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs h1</i>	-0,314	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs h2</i>	-0,304	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs dive1</i>	-0,264	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs dive2</i>	-0,252	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs mslew1</i>	-0,251	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs mslew2</i>	-0,159	0,014
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs slew1</i>	-0,208	0,001
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs p1area1</i>	-0,262	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs p2area1</i>	-0,307	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs aspect11</i>	-0,217	0,001
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs aspect 21</i>	-0,178	0,009
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs uslope11</i>	-0,177	0,006

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs dslope11</i>	-0,200	0,002
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs dslope21</i>	-0,169	0,026
<i>Ele F BFS 8mm Apex vs h11</i>	-0,314	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs WS</i>	-0,242	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect1</i>	-0,291	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect2</i>	-0,312	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs uslope1</i>	-0,265	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs uslope2</i>	-0,240	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dslope1</i>	-0,278	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dslope2</i>	-0,293	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs h1</i>	-0,273	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs h2</i>	-0,345	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dive1</i>	-0,269	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dive2</i>	-0,280	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs mslew1</i>	-0,241	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs mslew2</i>	-0,257	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs slew1</i>	-0,284	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs slew2</i>	-0,239	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs p2area1</i>	-0,282	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect11</i>	-0,268	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect21</i>	-0,267	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs uslope11</i>	-0,239	0,002
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs uslope21</i>	-0,202	0,001
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dslope11</i>	-0,218	0,001
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs dslope21</i>	-0,239	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs w21</i>	-0,274	0,000

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs h11</i>	-0,273	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs h21</i>	-0,348	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect2</i>	-0,312	0,000
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone vs h2</i>	-0,139	0,033
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone vs path1</i>	-0,158	0,015
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone vs aspect21</i>	-0,152	0,019
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone vs dslope21</i>	-0,177	0,006
<i>Ele F BFS 8mm Max 4mm zone vs h21</i>	-0,131	0,043
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs p2area1</i>	0,139	0,040
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs h2</i>	0,145	0,033
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs dive2</i>	0,153	0,015
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs p2area1</i>	0,135	0,019
<i>Ele B BFS 8mm Apex vs h21</i>	0,145	0,025
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs WS</i>	0,138	0,034
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs p1area</i>	0,133	0,040
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs h2</i>	0,155	0,017
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs dive2</i>	0,138	0,037
<i>Ele B BFS 8mm Thinnest vs h21</i>	0,155	0,017
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs WS</i>	-0,251	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs bindex</i>	-0,154	0,019
<i>Ele F BFS 8mm Thinnest vs aspect2</i>	-0,312	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs p1area</i>	-0,243	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs p2area</i>	-0,270	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs aspect1</i>	-0,243	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs aspect2</i>	-0,202	0,002
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs uslope1</i>	-0,218	0,001

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope1</i>	-0,220	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope2</i>	-0,208	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h1</i>	-0,279	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h2</i>	-0,270	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs aspect2</i>	-0,198	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs uslope1</i>	-0,221	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope1</i>	-0,219	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope2</i>	-0,206	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h1</i>	-0,277	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h2</i>	-0,263	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dive1</i>	-0,241	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dive2</i>	-0,205	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs mslew1</i>	-0,283	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs mslew2</i>	-0,148	0,022
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs slew1</i>	-0,243	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs p1area1</i>	-0,204	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs p2area1</i>	-0,278	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs aspect11</i>	-0,227	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs aspect21</i>	0,148	0,020
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope11</i>	-0,192	0,003
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs dslope 21</i>	-0,153	0,017
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h11</i>	-0,277	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Apex vs h21</i>	-0,263	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs WS</i>	-0,265	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs bindex</i>	-0,141	0,030
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs p1area</i>	-0,190	0,004

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs p2area</i>	-0,265	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs aspect1</i>	-0,263	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs aspect2</i>	-0,250	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs uslope1</i>	-0,210	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs uslope2</i>	-0,128	0,049
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dslope1</i>	-0,257	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dslope2</i>	-0,247	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs h1</i>	-0,252	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs h2</i>	-0,319	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dive1</i>	-0,188	0,004
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dive2</i>	-0,256	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs mslew1</i>	-0,276	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs mslew2</i>	-0,169	0,010
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs slew1</i>	-0,215	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs p1area1</i>	-0,171	0,007
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs p2area1</i>	-0,265	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs aspect11</i>	-0,242	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs aspect21</i>	-0,189	0,004
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs uslope11</i>	-0,173	0,008
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dslope11</i>	-0,226	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs dslope21</i>	-0,183	0,005
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs h11</i>	-0,251	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Thinnest vs h21</i>	-0,319	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs WS</i>	0,260	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs p1area</i>	0,286	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs p2area</i>	0,304	0,000

continua

Tabela 5B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs aspect1</i>	0,324	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs aspect2</i>	0,197	0,002
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs uslope1</i>	0,209	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs uslope2</i>	0,228	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dslope1</i>	0,349	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dslope2</i>	0,171	0,008
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs h1</i>	0,341	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs h2</i>	0,308	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dive1</i>	0,181	0,006
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dive2</i>	0,299	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs mslew1</i>	0,251	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs mslew2</i>	0,206	0,001
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs slew1</i>	0,160	0,014
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs slew2</i>	0,232	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs p1area1</i>	0,267	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs p2area1</i>	0,284	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs aspect11</i>	0,226	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs aspect21</i>	0,181	0,005
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs uslope11</i>	0,167	0,010
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs uslope21</i>	0,254	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dslope11</i>	0,243	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs dslope21</i>	0,134	0,040
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs h11</i>	0,341	0,000
<i>Ele F BFTE 8mm Max 4mm zone vs h21</i>	0,308	0,000
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs p1area</i>	0,133	0,005
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs h2</i>	0,153	0,020

continua

Tabela 5B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros de elevação *Enh BFS Front 8mm*, *Enh BFS Back 8mm*, *Ele F BFS 8mm Apex*, *Ele F BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone*, *Ele B BFS 8mm Apex*, *Ele B BFS 8mm Thinnest*, *Ele F BFTE 8mm Apex*, *Ele F BFTE 8mm Thinnest* e *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs dive2</i>	0,136	0,040
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs mslew1</i>	0,133	0,041
<i>Ele B BFTE 8mm Apex vs h21</i>	0,153	0,019
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs p2area</i>	0,178	0,006
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs aspect2</i>	0,128	0,047
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs h2</i>	0,164	0,013
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs mslew1</i>	0,131	0,047
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs p2area1</i>	0,176	0,007
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs aspect11</i>	0,130	0,047
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs uslope21</i>	0,132	0,043
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs dslope11</i>	0,135	0,038
<i>Ele B BFTE 8mm Thinnest vs h21</i>	0,164	0,013
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs p2area</i>	0,136	0,042
<i>Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone vs p2area1</i>	0,139	0,037

Parâmetros do Pentacam: *Enh BFS Front 8mm* (variável de elevação anterior da córnea); *Enh BFS Back 8mm* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFS 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFS 8mm Apex* (variável de elevação posterior do ápice da córnea); *Ele B BFS 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFS 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); *Ele F BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele F BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação anterior do ponto mais fino da córnea); *Ele F BFTE 8mm 4 mm zone* (variável de elevação anterior da córnea); *Ele B BFTE 8mm Apex* (variável de elevação anterior do ápice da córnea); *Ele B BFTE 8mm Thinnest* (variável de elevação posterior do ponto mais fino da córnea); *Ele B BFTE 8mm Max 4mm zone* (variável de elevação posterior da córnea); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); $w1$ e $w2$ (largura da base dos picos 1 e 2); $h1$ e $h2$ (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1area1* e *p2area1* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); $w11$ e $w21$ (largura da base dos picos 1 e 2); $h11$ e $h21$ (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 6B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Comp* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 6B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Comp Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>RPI Max vs path1</i>	-0,153	0,043
<i>RPI Max vs p1area</i>	-0,185	0,004
<i>RPI Max vs p1area1</i>	-0,187	0,004
<i>RPI Max vs p2area1</i>	-0,153	0,033
<i>RPI Avg vs WS</i>	-0,156	0,017
<i>RPI Avg vs p1area</i>	-0,231	0,000
<i>RPI Avg vs p2area</i>	-0,236	0,000
<i>RPI Avg vs h1</i>	-0,185	0,005
<i>RPI Avg vs h2</i>	-0,151	0,020
<i>RPI Avg vs dive2</i>	-0,177	0,006
<i>RPI Avg vs p1area1</i>	-0,235	0,000
<i>RPI Avg vs p2area1</i>	-0,241	0,000
<i>RPI Avg vs h11</i>	-0,179	0,004
<i>RPI Min vs WS</i>	-0,166	0,011
<i>RPI Min vs p1area</i>	-0,142	0,028
<i>RPI Min vs p2area</i>	-0,146	0,005
<i>RPI Min vs aspect1</i>	-0,154	0,017
<i>RPI Min vs uslope1</i>	-0,135	0,019
<i>RPI Min vs dslope1</i>	-0,152	0,004
<i>RPI Min vs h1</i>	-0,188	0,004

continua

Tabela 6B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>RPI Min vs h2</i>	-0,142	0,028
<i>RPI Min vs dive1</i>	-0,142	0,028
<i>RPI Min vs mslew1</i>	-0,147	0,035
<i>RPI Min vs p2area1</i>	-0,150	0,020
<i>RPI Min vs aspect11</i>	-0,161	0,013
<i>RPI Min vs uslope11</i>	-0,151	0,020
<i>RPI Min vs h11</i>	-0,188	0,004
<i>RPI Min vs h21</i>	-0,142	0,028
<i>Diff RPI Max Compl vs aspect1</i>	-0,145	0,025
<i>Diff RPI Max Compl vs uslope1</i>	-0,134	0,042
<i>Diff RPI Max Compl vs h1</i>	-0,163	0,012
<i>Diff RPI Max Compl vs dive1</i>	-0,216	0,001
<i>Diff RPI Max Compl vs mslew1</i>	-0,170	0,009
<i>Diff RPI Max Compl vs slew1</i>	-0,160	0,013
<i>Diff RPI Max Compl vs uslope11</i>	-0,162	0,012
<i>Diff RPI Max Compl vs h11</i>	-0,163	0,012
<i>Diff RPI Min Compl vs WS</i>	-0,181	0,006
<i>Diff RPI Min Compl vs aspect1</i>	-0,229	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs aspect2</i>	-0,182	0,006
<i>Diff RPI Min Compl vs uslope1</i>	-0,238	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs uslope2</i>	-0,161	0,015
<i>Diff RPI Min Compl vs dslope1</i>	-0,193	0,023
<i>Diff RPI Min Compl vs dslope2</i>	-0,161	0,015
<i>Diff RPI Min Compl vs w2</i>	0,155	0,016
<i>Diff RPI Min Compl vs h1</i>	-0,206	0,001
<i>Diff RPI Min Compl vs h2</i>	-0,176	0,007

continua

Tabela 6B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros *RPI Min*, *RPI Max*, *RPI Avg*, *Diff RPI Max Compl* e *Diff RPI Min Compl* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Diff RPI Min Compl vs dive1</i>	-0,259	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs dive2</i>	-0,150	0,021
<i>Diff RPI Min Compl vs path1</i>	-0,138	0,034
<i>Diff RPI Min Compl vs mslew1</i>	-0,224	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs slew1</i>	-0,271	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs slew2</i>	-0,162	0,012
<i>Diff RPI Min Compl vs aspect1</i>	-0,226	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs aspect11</i>	-0,170	0,009
<i>Diff RPI Min Compl vs uslope11</i>	-0,295	0,000
<i>Diff RPI Min Compl vs dslope21</i>	-0,134	0,011
<i>Diff RPI Min Compl vs w21</i>	0,157	0,015
<i>Diff RPI Min Compl vs h11</i>	-0,209	0,001
<i>Diff RPI Min Compl vs h21</i>	-0,176	0,007
<i>Diff RPI Min Compl vs path11</i>	-0,170	0,009

Parâmetros do Pentacam: *RPI Max* (índice de progressão paquimétrica máxima em cada meridiano da córnea); *RPI Avg* (índice de progressão paquimétrica média em cada meridiano da córnea); *RPI Min* (índice de progressão paquimétrica mínima em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Max Compl* (Diferença nos índices de progressão máxima paquimétrica em cada meridiano da córnea); *Diff RPI Min Compl* (Diferença nos índices de progressão mínima paquimétrica em cada meridiano da córnea); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 7B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 7B - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Pachy Min vs aindex</i>	0,166	0,010
<i>Pachy Min vs p1area</i>	0,356	0,000
<i>Pachy Min vs p2area</i>	0,401	0,000
<i>Pachy Min vs w1</i>	0,161	0,013
<i>Pachy Min vs w2</i>	0,247	0,000
<i>Pachy Min vs h1</i>	0,211	0,001
<i>Pachy Min vs dive2</i>	0,217	0,001
<i>Pachy Min vs path1</i>	-0,305	0,000
<i>Pachy Min vs path2</i>	-0,284	0,000
<i>Pachy Min vs mslew2</i>	-0,161	0,013
<i>Pachy Min vs aplhf</i>	-0,144	0,027
<i>Pachy Min vs p1areal</i>	0,375	0,000
<i>Pachy Min vs p2areal</i>	0,365	0,000
<i>Pachy Min vs aspect21</i>	-0,147	0,024
<i>Pachy Min vs dslope21</i>	-0,143	0,027
<i>Pachy Min vs w11</i>	0,278	0,000
<i>Pachy Min vs w21</i>	0,299	0,000
<i>Pachy Min vs h11</i>	0,211	0,001
<i>Pachy Min vs path11</i>	-0,313	0,000
<i>Pachy Min vs path21</i>	-0,147	0,024
<i>Pachy Apex vs aindex</i>	0,174	0,007
<i>Pachy Apex vs p1area</i>	0,355	0,000
<i>Pachy Apex vs p2areal</i>	0,401	0,000

continua

Tabela 7B (continuação) - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Pachy Apex vs w1</i>	0,158	0,001
<i>Pachy Apex vs w2</i>	0,242	0,000
<i>Pachy Apex vs h2</i>	0,130	0,045
<i>Pachy Apex vs dive2</i>	0,221	0,001
<i>Pachy Apex vs path1</i>	-0,303	0,000
<i>Pachy Apex vs path2</i>	-0,278	0,000
<i>Pachy Apex vs mslew2</i>	-0,156	0,016
<i>Pachy Apex vs aplhf</i>	-0,144	0,027
<i>Pachy Apex vs p1area1</i>	0,373	0,000
<i>Pachy Apex vs p2area1</i>	0,363	0,000
<i>Pachy Apex vs aspect21</i>	-0,137	0,034
<i>Pachy Apex vs dslope21</i>	-0,135	0,037
<i>Pachy Apex vs w11</i>	0,274	0,000
<i>Pachy Apex vs w21</i>	0,291	0,000
<i>Pachy Apex vs h11</i>	0,214	0,001
<i>Pachy Apex vs h21</i>	0,130	0,045
<i>Pachy Apex vs path11</i>	0,311	0,000
<i>Pachy Apex vs path21</i>	0,147	0,030
<i>Pachy Pupil vs aindex</i>	0,173	0,008
<i>Pachy Pupil vs p1area</i>	0,350	0,000
<i>Pachy Pupil vs p2area</i>	0,394	0,000
<i>Pachy Pupil vs w1</i>	0,158	0,015
<i>Pachy Pupil vs w2</i>	0,250	0,000
<i>Pachy Pupil vs h1</i>	0,205	0,001
<i>Pachy Pupil vs dive2</i>	0,212	0,001
<i>Pachy Pupil vs path1</i>	-0,304	0,000
<i>Pachy Pupil vs path2</i>	-0,283	0,000
<i>Pachy Pupil vs mslew2</i>	-0,163	0,012
<i>Pachy Pupil vs aplhf</i>	-0,142	0,000
<i>Pachy Pupil vs p1area1</i>	0,371	0,000
<i>Pachy Pupil vs p2area1</i>	0,356	0,000

continua

Tabela 7B (conclusão) - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros paquimétricos *Pachy Min*, *Pachy Apex*, *Pachy Pupil* e *Rel Pachy Min* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Pachy Pupil vs aspect21</i>	-0,148	0,022
<i>Pachy Pupil vs w11</i>	0,271	0,000
<i>Pachy Pupil vs w21</i>	0,296	0,000
<i>Pachy Pupil vs h11</i>	0,205	0,002
<i>Pachy Pupil vs path11</i>	-0,320	0,000
<i>Pachy Pupil vs path21</i>	-0,143	0,027
<i>Rel Pachy Min vs aspect1</i>	-0,163	0,012
<i>Rel Pachy Min vs aspect2</i>	-0,134	0,038
<i>Rel Pachy Min vs uslope2</i>	-0,157	0,015
<i>Rel Pachy Min vs dslope1</i>	-0,169	0,009
<i>Rel Pachy Min vs w1</i>	0,177	0,006
<i>Rel Pachy Min vs mslew1</i>	-0,159	0,014
<i>Rel Pachy Min vs mslew2</i>	-0,138	0,033
<i>Rel Pachy Min vs slew1</i>	-0,136	0,037
<i>Rel Pachy Min vs slew2</i>	-0,148	0,023
<i>Rel Pachy Min vs aplhf</i>	-0,155	0,017
<i>Rel Pachy Min vs aspect11</i>	-0,147	0,024
<i>Rel Pachy Min vs uslope11</i>	-0,179	0,006
<i>Rel Pachy Min vs uslope21</i>	-0,186	0,004
<i>Rel Pachy Min vs w11</i>	0,132	0,041

Parâmetros do Pentacam: *Pachy Min* (paquimetria corneana mínima); *Pachy Apex* (paquimetria do ápice da córnea); *Pachy Pupil* (Paquimetria no eixo pupilar); *Rel Pachy Min* (Paquimetria mínima relativa); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice do pico 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 8B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30°*, *Q Asymmetr Front Hor 30°* e *Q Asymmetr Front Vert 30°* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 8B - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30°*, *Q Asymmetr Front Hor 30°* e *Q Asymmetr Front Vert 30°* fornecidos pelo Pentacam com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Asph Q Front 30° vs WS</i>	0,215	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs p1area</i>	0,263	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs p2area</i>	0,297	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs aspect1</i>	0,222	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs aspect2</i>	0,215	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs uslope1</i>	0,170	0,007
<i>Asph Q Front 30° vs dslope1</i>	0,216	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs dslope2</i>	0,219	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs h1</i>	0,271	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs h2</i>	0,295	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs dive1</i>	0,244	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs dive2</i>	0,247	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs mslew1</i>	0,213	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs mslew2</i>	0,189	0,002
<i>Asph Q Front 30° vs slew1</i>	0,210	0,001
<i>Asph Q Front 30° vs p1area1</i>	0,235	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs p2area1</i>	0,304	0,000
<i>Asph Q Front 30° vs aspect11</i>	0,177	0,006
<i>Asph Q Front 30° vs aspect21</i>	0,151	0,020
<i>Asph Q Front 30° vs uslope11</i>	0,153	0,018
<i>Asph Q Front 30° vs dslope11</i>	0,149	0,022
<i>Asph Q Front 30° vs dslope21</i>	0,131	0,045
<i>Asph Q Front 30° vs h11</i>	0,271	0,000
<i>Asph Q Front 300 vs h21</i>	0,295	0,000

continua

Tabela 8B (conclusão) - Resultados das correlações estatisticamente significantes dos parâmetros de asfericidade *Asph Q Front 30⁰*, *Q Asymmetr Front Hor 30⁰* e *Q Asymmetr Front Vert 30⁰* fornecidos pelo Pentacam com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs p2area</i>	-0,135	0,037
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs aspect2</i>	-0,141	0,030
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs uslope1</i>	-0,210	0,001
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs uslope2</i>	-0,146	0,024
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs dslope2</i>	-0,140	0,031
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs h2</i>	-0,186	0,004
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs dive1</i>	-0,194	0,003
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs dive2</i>	-0,149	0,022
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs path1</i>	-0,167	0,010
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs mslew1</i>	-0,159	0,014
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs mslew2</i>	-0,185	0,004
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs slew1</i>	-0,262	0,000
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs slew2</i>	-0,143	0,028
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs p2area1</i>	-0,132	0,041
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs aspect11</i>	-0,181	0,005
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs aspect21</i>	-0,161	0,013
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs uslope11</i>	-0,190	0,003
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs dslope21</i>	-0,175	0,007
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs w11</i>	0,133	0,041
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs h21</i>	-0,186	0,004
<i>Q Asymmetr Front Hor 30⁰ vs path11</i>	-0,140	0,031
<i>Q Asymmetr Front Vert 30⁰ vs dslope11</i>	0,145	0,022
<i>Q Asymmetr Front Vert 30⁰ vs w11</i>	0,125	0,041

Parâmetros do Pentacam: *Asph Q Front 30⁰* (Asfericidade anterior em 30⁰ de excentricidade); *Asph Q Back 30⁰* (Asfericidade posterior em 30⁰ de excentricidade); *Q Asymmetr Frontal Hor 30⁰* (Asfericidade anterior do meridiano horizontal em 30⁰ de excentricidade); *Q Asymmetr Frontal Vert 30⁰* (Asfericidade anterior do meridiano vertical em 30⁰ de excentricidade); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (escore da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão *h1/w1* e *h2/w2*); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w1* e *w2* (largura da base dos picos 1 e 2); *h1* e *h2* (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão *dive1/w1* e *dive2/w2*); *aplhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1area1* e *p2area1* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão *h11/w11* e *h21/w21*); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); *w11* e *w21* (largura da base dos picos 1 e 2); *h11* e *h21* (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

A tabela 9B apresenta os resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis derivadas da *waveform*, desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

Tabela 9B - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tonometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>AC Depth vs WS</i>	-0,213	0,001
<i>AC Depth vs p1area</i>	-0,186	0,004
<i>AC Depth vs p2area</i>	-0,260	0,000
<i>AC Depth vs aspect21</i>	-0,184	0,004
<i>AC Depth vs aspect2</i>	-0,177	0,006
<i>AC Depth vs uslope2</i>	-0,184	0,005
<i>AC Depth vs dslope1</i>	-0,212	0,001
<i>AC Depth vs dslope2</i>	-0,163	0,012
<i>AC Depth vs h1</i>	-0,215	0,001
<i>AC Depth vs h2</i>	-0,259	0,000
<i>AC Depth vs dive1</i>	-0,247	0,000
<i>AC Depth vs dive2</i>	-0,246	0,000
<i>AC Depth vs mslew1</i>	-0,157	0,016
<i>AC Depth vs mslew2</i>	-0,135	0,038
<i>AC Depth vs slew2</i>	-0,189	0,004
<i>AC Depth vs p1area1</i>	-0,162	0,013
<i>AC Depth vs p2area1</i>	-0,233	0,000
<i>AC Depth vs aspect21</i>	-0,184	0,005
<i>AC Depth vs uslope 21</i>	-0,155	0,017
<i>AC Depth vs h11</i>	-0,216	0,001
<i>AC Volume vs aindex</i>	-0,188	0,025

continua

Tabela 9B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>AC Volume vs p2area</i>	-0,153	0,024
<i>AC Volume vs aspect1</i>	-0,173	0,019
<i>AC Volume vs dslope1</i>	-0,161	0,007
<i>AC Volume vs h1</i>	-0,170	0,009
<i>AC Volume vs dive1</i>	-0,162	0,013
<i>AC Volume vs p2area1</i>	-0,177	0,006
<i>Ch Angle vs WS</i>	-0,141	0,030
<i>Ch Angle vs p1area</i>	-0,163	0,013
<i>Ch Angle vs p2area</i>	-0,199	0,002
<i>Ch Angle vs aspect1</i>	-0,169	0,009
<i>Ch Angle vs dslope1</i>	-0,196	0,002
<i>Ch Angle vs h1</i>	-0,187	0,004
<i>Ch Angle vs h2</i>	-0,168	0,009
<i>Ch Angle vs dive1</i>	-0,183	0,004
<i>Ch Angle vs dive2</i>	-0,208	0,001
<i>Ch Angle vs mslew1</i>	-0,142	0,029
<i>Ch Angle vs p2area1</i>	-0,184	0,005
<i>Ch Angle vs aspect11</i>	-0,160	0,014
<i>Ch Angle vs uslope21</i>	-0,151	0,020
<i>Ch Angle vs dslope11</i>	-0,141	0,030
<i>Ch Angle vs h11</i>	-0,187	0,004
<i>Ch Angle vs h21</i>	-0,168	0,009
<i>PNS vs WS</i>	0,194	0,003
<i>PNS vs p1area</i>	0,187	0,004
<i>PNS vs p2area</i>	0,218	0,001
<i>PNS vs aspect1</i>	0,186	0,004
<i>PNS vs aspect2</i>	0,163	0,012

continua

Tabela 9B (continuação) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>PNS vs uslope2</i>	0,140	0,030
<i>PNS vs dslope1</i>	0,195	0,003
<i>PNS vs dslope2</i>	0,165	0,013
<i>PNS vs h1</i>	0,194	0,003
<i>PNS vs h2</i>	0,244	0,001
<i>PNS vs dive1</i>	0,156	0,016
<i>PNS vs dive2</i>	0,244	0,000
<i>PNS vs mslew1</i>	0,165	0,011
<i>PNS vs mslew2</i>	0,134	0,038
<i>PNS vs slew2</i>	0,146	0,024
<i>PNS vs p1area1</i>	0,189	0,004
<i>PNS vs p2area1</i>	0,185	0,004
<i>PNS vs h11</i>	0,194	0,003
<i>PNS vs h21</i>	0,224	0,001
<i>Densid Avg % vs WS</i>	0,178	0,006
<i>Densid Avg % vs p1area</i>	0,218	0,001
<i>Densid Avg % vs p2area</i>	0,194	0,003
<i>Densid Avg % vs aspect1</i>	0,190	0,003
<i>Densid Avg % vs uslope1</i>	0,133	0,004
<i>Densid Avg % vs dslope1</i>	0,186	0,004
<i>Densid Avg % vs h1</i>	0,213	0,001
<i>PNS vs aspect2</i>	0,163	0,012
<i>PNS vs uslope2</i>	0,140	0,030
<i>PNS vs dslope1</i>	0,195	0,003
<i>PNS vs dslope2</i>	0,165	0,013
<i>PNS vs h1</i>	0,194	0,003
<i>PNS vs h2</i>	0,244	0,001
<i>PNS vs dive1</i>	0,156	0,016
<i>PNS vs dive2</i>	0,244	0,000

continua

Tabela 9B (conclusão) - Resultados das correlações significantes dos parâmetros tomográficos de câmara anterior e cristalino *AC Dept*, *AC Volume*, *Ch Angle*, *PNS* e *Dens Avg %* com as variáveis desencadeadas pela resposta ocular à tometria de não contato.

N=235

Parâmetros	Coefficiente de correlação r	Valor p*
<i>PNS vs mslew1</i>	0,165	0,011
<i>PNS vs mslew2</i>	0,134	0,038
<i>PNS vs slew2</i>	0,146	0,024
<i>PNS vs p1areal</i>	0,189	0,004
<i>PNS vs p2areal</i>	0,185	0,004
<i>PNS vs h11</i>	0,194	0,003
<i>PNS vs h21</i>	0,224	0,001
<i>Densid Avg % vs p1area</i>	0,218	0,001
<i>Densid Avg % vs p2area</i>	0,194	0,003
<i>Densid Avg % vs aspect1</i>	0,190	0,003
<i>Densid Avg % vs uslope1</i>	0,133	0,004
<i>Densid Avg % vs dslope1</i>	0,186	0,004
<i>Densid Avg % vs h1</i>	0,213	0,001
<i>Densid Avg % vs h2</i>	0,201	0,002
<i>Densid Avg % vs dive2</i>	0,230	0,000
<i>Densid Avg % vs mslew1</i>	0,185	0,004
<i>Densid Avg % vs p1areal</i>	0,222	0,001
<i>Densid Avg % vs p2areal</i>	0,176	0,007
<i>Densid Avg % vs aspect11</i>	0,128	0,049
<i>Densid Avg % vs uslope21</i>	0,174	0,023
<i>Densid Avg % vs h11</i>	0,213	0,001
<i>Densid Avg % vs h21</i>	0,201	0,002

Parâmetros do Pentacam: *AC Depth* (profundidade de câmara anterior); *AC Volume* (volume de câmara anterior) e *Ch Angle* (ângulo de câmara anterior); *PNS* (variável de opacidade do cristalino); *Volume* (variável de volume do cristalino) e *Dens Avg %* (variável desvio-padrão da densidade do cristalino); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 75% da porção superior dos picos de aplanção: *WS* (score da forma da onda - *waveform*); *aindex* e *bindex* (número de vezes que a linha muda de direção no ápice dos picos 1 e 2); *p1area* e *p2area* (área dos picos 1 e 2); *aspect1* e *aspect2* (razão $h1/w1$ e $h2/w2$); *uslope1* e *uslope2* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope1* e *dslope2* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); $w1$ e $w2$ (largura da base dos picos 1 e 2); $h1$ e $h2$ (altura dos picos 1 e 2); *dive1* e *dive2* (valor absoluto do ponto superior dos picos 1 e 2 até a primeira mudança de direção da linha no seu ápice); *path1* e *path2* (valor absoluto do comprimento da linha dos picos 1 e 2); *mslew1* e *mslew2* (aumento máximo da elevação dos picos 1 e 2); *slew1* e *slew2* (razão $dive1/w1$ e $dive2/w2$); *apllhf* (ruído de alta frequência na região entre os picos 1 e 2); Parâmetros do ORA derivados da *waveform* - 50% da porção superior dos picos de aplanção: *p1areal* e *p2areal* (área dos picos 1 e 2); *aspect11* e *aspect21* (razão $h11/w11$ e $h21/w21$); *uslope11* e *uslope21* (taxa de elevação da base para o ápice dos picos 1 e 2); *dslope11* e *dslope21* (taxa de queda do ápice para a base dos picos 1 e 2); $w11$ e $w21$ (largura da base dos picos 1 e 2); $h11$ e $h21$ (altura dos picos 1 e 2); *path11* e *path21* (valor absoluto do comprimento das linhas dos picos 1 e 2). *Teste de correlação pareada de Pearson.

8 Referências

Al-Mezaine HS, Al-Amro SA, Kangave D, Sadaawy A, Wehaib TA, Al-Obeidan S. Comparison between central corneal thickness measurements by oculus Pentacam and ultrasonic pachymetry. *Int Ophthalmol*. 2008;28(5):333-8.

Ambrósio R Jr. Simplifying ectasia screening with Pentacam corneal tomography. *Highlights of Ophthalmology*. 2010;38(3):12-20.

Ambrósio R Jr, Alonso RS, Luz A, Coca Velarde LG. Corneal-thickness spatial profile and corneal-volume distribution: tomographic indices to detect keratoconus. *J Cataract Refract Surg*. 2006;32(11):1851-9.

Ambrósio R Jr, Caiado ALC, Guerra FP, Louzada R, Roy AS, Luz A, Dupps WJ, Belin MW. Novel pachymetric parameters based on corneal tomography for diagnosing keratoconus. *J Refract Surg*. 2011a;27(10):753-8.

Ambrósio R Jr, Nogueira LP, Caldas DL, Fontes BM, Luz A, Casal JO, Alves MR, Belin MW. Evaluation of corneal shape and biomechanics before LASIK. *Int Ophthalmol Clin*. 2011b;51(2):11-38.

Anderson K, El-Sheikh A, Newson T. Application of structural analysis to the mechanical behavior of the cornea. *J R Soc Interface*. 2004;22(1):3-15.

Artal P. Contribution of the cornea and internal surfaces to the change of ocular aberrations with age. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2002;19(1):137.

Ávila M. Atualização em tecnologias emergentes. In Alves MR, Chamon W, Nosé W. *Cirurgia Refrativa*. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2007. p.525-46.

- Belin MW, Khachikian SS. An introduction to understanding elevation-based topography: how elevation data are displayed - a review. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2009;37(1):14-29.
- Bilgihan K, Hondur A, Sul S, Ozturk S. Pregnancy-induced progression of keratoconus. *Cornea*. 2011;30(9):991-4.
- Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg*. 2005;31(1):205-20.
- Ceylan OM, Turk A, Erdurman C, Mumcuoglu T, Erdem U, Gokce G, et al. Comparison of Oculus Pentacam and Stratus optical coherence tomography for measurement of central corneal thickness. *Cornea*. 2011;30(6):670-4.
- Chalita MR, Huang D, Li Yan, Radhakrishnan. Tomografia de coerência óptica de córnea e segmento anterior (OCT). In Alves MR, Chamon W, Nosé W. *Cirurgia Refrativa*. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica, 2007. p.193-196.
- Congdon NG, Broman AT, Bandeen-Roche K, Grover D, Quigley HA. Central corneal thickness and corneal hysteresis associated with glaucoma damage. *Am J Ophthalmol*. 2006; 141(5):868-75.
- Davis WR, Raasch TW, Mitchell GL, Mutti DO, Zadnik K. Corneal asphericity and apical curvature in children: a cross-sectional and longitudinal evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005;46(6):1899-906.
- Daxer A, Misof K, Grabner B, Ettl A, Fratzl P. Collagen fibrils in the human corneal stroma: structure and aging. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 1998;39(3):644-8.
- de Sanctis U, Missolungi A, Mutani B, Richiardi L, Grignolo FM. Reproducibility and repeatability of central corneal thickness measurement in keratoconus using the rotating Scheimpflug camera and ultrasound pachymetry. *Am J Ophthalmol*. 2007;144(5):712-8.

Dupps WJ Jr, Roberts C. Conceitos básicos de biomecânica da córnea. In: Vieira Netto M, Ambrósio R Jr, Schor P, Chalita MR, Chamon W. Wavefront, topografia e tomografia da córnea e segmento anterior: atualização propedêutica em cirurgia refrativa. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p.403-14.

Dupps WJ Jr, Wilson SE. Biomechanics and wound healing in the cornea. *Exp Eye Res.* 2006;83(4):709-20.

Ehlers N, Hansen FK, Aasved H. Biometric correlations of corneal thickness. *Acta Ophthalmol (Copenh).* 1975;53:652-59.

Emre S, Doganay S, Yologlu S. Evaluation of anterior segment parameters in keratoconic eyes measured with the Pentacam system. *J Cataract Refract Surg.* 2007;33(10):1708-12.

Elsheikh A, Wang D, Pye D. Determination of the modulus of elasticity of the human cornea. *J Refract Surg.* 2007;23:808–818.

Elsheikh A, Wang D, Brown M, Rama P, Campanelli M, Pye D. Assessment of corneal biomechanical properties and their variation with age. *Curr Eye Res.* 2007;32(1):11-9.

Erickson P. Optical components contributing to refractive anomalies. In: Grosvenor T, Flom MC: *Refractive anomalies. Research and clinical application.* Boston: Butterworth-Heinemann; 1991. p.299-318.

Ethier CR, Johnson M, Ruberti J. Ocular biomechanics and biotransport. *Annu Rev Biomed Eng.* 2004;6:249-73.

Fischbarg J, Maurice DM. An update on corneal hydration control. *Exp Eye Res.* 2004;78:537-41.

Friedenwald JS. Contribution to the theory and practice of tonometry. *Am J Ophthalmol.* 1937;20:985-1024.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Alonso RS, Jardim D, Velarde GC, Nosé W. Corneal biomechanical metrics in eyes with refraction of -19.00 to +9.00 D in healthy Brazilian patients. *J Refract Surg.* 2008;24(9):941-45.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Salomão M, Velarde GC, Nosé W. Biomechanical and tomographic analysis of unilateral keratoconus. *J Refract Surg.* 2009(11);24:1-5.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Jardim D, Velarde GC, Nosé W. Ability of Corneal biomechanical metrics and anterior segment data in the differentiation of keratoconus and healthy corneas. *Arq Bras Oftalmol.* 2010a;73(4):333-37.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Jardim D, Velarde GC, Nosé W. Corneal biomechanical metrics and anterior segment parameters in mild keratoconus. *Ophthalmology.* 2010b;117(4):673-79.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Salomão M, Velarde GC, Nosé W. Biomechanical and tomographic analysis of unilateral keratoconus. *J Refract Surg.* 2010c;26(9):677-81.

Fontes BM, Ambrósio R Jr, Velarde GC, Nosé W. Ocular Response Analyzer Measurements in Keratoconus with Normal Central Corneal Thickness Compared with Matched Normal Control Eyes. *J Refract Surg.* 2011;27(3):209-15.

Forseto AS. Introdução aos sistemas disponíveis de tomografia do segmento anterior. In: Vieira Netto M, Ambrósio R Jr, Schor P, Chalita MR, Chamon W. Wavefront, topografia e tomografia da córnea e segmento anterior: atualização propedêutica em cirurgia refrativa. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p.115-22.

Forseto AS, Nosé W. Sistema *Scheimpflug*. In: Alves MR, Chamon W, Nosé W. Cirurgia Refrativa. 2 ed. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2007. p.243-249.

Franco S, Lira M. Biomechanical properties of the cornea measured by the Ocular Response Analyzer and their association with intraocular pressure and the central corneal curvature. *Clin Exp Optom*. 2009;92(6):469-75.

Gardiner PA. Corneal power in myopic children. *B J Ophthalmol*. 1962;46:138-143.

Garner LF, Yap M, Scott R. Crystalline lens power in myopic. *Optom Vis Sci*. 1992;69:863-865.

Goldich Y, Barkana Y, Pras E, Fish A, Mandel Y, Hirsh A, Tsur N, Morad Y, Avni I, Zadok D. Variations in corneal biomechanical parameters and central corneal thickness during the menstrual cycle. *J Cataract Refract Surg*. 2011;37(8):1507-11.

Goldmann H, Schmidt T. Aplanation tonometry (in German). *Ophthalmologica*. 1957;134:221-242.

Hirsch MJ, Weymouth FM. Notes on ametropia – a further analysis of Stenström's data. *Am J Optom Arch Am Acad Optom*. 1947;24:601-608.

Hjortdal JO. Regional elastic performance of the human cornea. *J Biomech*. 1996;29:931-42.

Hoeltzel DA, Altman P, Buzard K, Choe K. Strip extensimetry for comparison of the mechanical response of bovine, rabbit, and human corneas. *J Biomech Eng*. 1992;114(2):202-15.

Hogan MJ, Alvarado JA, Weddell JE. The cornea. *Histology of the human eye*. Philadelphia: W.B. Saunders Company; 1971. p.55–111.

Kamiya K, Hagishima M, Fujimura F, Shimizu K. Factors affecting hysteresis in normal eyes. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2008;246:1491-94.

Kawamorita T, Uozato H, Kamiya K, Bax L, Tsutsui K, Aizawa D, Shimizu K. Repeatability, reproducibility, and agreement characteristics of rotating *Scheimpflug*

photography and scanning-slit corneal topography for corneal power measurement. *J Cataract Refract Surg.* 2009;35(1):127-33.

Kerautret J, Colin J, Touboul D, Roberts C. Biomechanical characteristics of the ectatic cornea. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(3):510-13.

Khachikian SS, Belin MW, Ciolino JB. Intrasubject Pachymetric Asymmetry Analysis. *J Refract Surg.* 2008;24:606-609.

Kida T, Liu JH, Weinreb RN. Effects of aging on corneal biomechanical properties and their impact on 24-hour measurement of intraocular pressure. *Am J Ophthalmol.* 2008;146(4):567-72.

Kida T, Liu JH, Weireb RN. Effect of 24-hour corneal biomechanical changes on intraocular pressure measurement. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2006;47:4422-4426.

Kirwan C, O'Keefe M, Lanigan B. Corneal hysteresis and intraocular pressure measurement in children using the Reichert ocular response analyser. *Am J Ophthalmol.* 2006;142(6):990-2. Erratum in: *Am J Ophthalmol.* 2007;144(7):642.

Komai Y, Ushiki T. The three-dimensional organization of collagen fibrils in the human cornea and sclera. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1991;32(8):2244-58.

Konstantopoulos A, Hossain P, Anderson DF. Recent advances in ophthalmic anterior segment imaging: a new era for ophthalmic diagnosis? *Br J Ophthalmol.* 2007;91(4):551-57.

Koretz JF, Kaufman PL, Neider MW, Goekner PA. Accomodation and presbyopia in the human eye – aging of the segment anterior. *Vis Res.* 1989;29:1685-1962.

Kotecha A, Elsheik A, Roberts CR, Zhu H, Garway-Heath DF. Corneal thickness – and age-related biomechanical properties of the cornea measured with the ocular response analyzer. *Invest Ophthalmol Sci.* 2006;47:5337-5347.

Kotecha A. What biomechanical properties of the cornea are relevant for the clinician? *Surv Ophthalmol.* 2007;52 Suppl 2:S109-14.

Lema I, Romero P, Mato JL, Feijoo ED. Corneal descriptive indices in the fellow eye of unilateral keratoconus. *Eye Contact Lens.* 2009;35(2):65-8.

Li Y, Meisler DM, Tang M, Lu AT, Thakrar V, Reiser BJ, Huang D. Keratoconus diagnosis with optical coherence tomography pachymetry mapping. *Ophthalmology.* 2008;115(12):2159-66.

Lindsay R, Smith G, Atchison D. Descriptors of corneal shape. *Optom Vis Sci.* 1998;75:156-158

Luce DA. Determining *in vivo* biomechanical properties of the cornea with an ocular response analyzer. *J Cataract Refract Surg.* 2005;31(1):156-62.

Luz A, Ursulio M, Castaneda D, Ambrósio R Jr. Progressão da espessura corneana do ponto mais fino em direção ao limbo: estudo de uma população normal e de portadores de ceratocone para criação de valores de referência. *Arq Bras Oftalmol.* 2006;69(4):579-83.

Mandell RB. The enigma of corneal contour; Everett Kinsey Lecture. *CLAO J.* 1992;18:267-73

Malik NS, Moss SJ, Ahmed N, Furth AJ, Wall RS, Meek KM. Ageing of the human corneal stroma: structural and biochemical changes. *Biochim Biophys Acta.* 1992;1138(3):222-8.

Mansouri K, Leite MT, Weinreb RN, Tafreshi A, Zangwill LM, Medeiros FA. Association between corneal biomechanical properties and glaucoma severity. *Am J Ophthalmol.* 2012; 153(3):419-427.

Maurice DM. Mechanics of the cornea. In: Cavanagh DH (eds): *The Cornea: Transactions of the World Congress on the Cornea III*. New York, NY: Raven Press; 1988. p.187-93.

Medeiros FA, Weinreb RN. Evaluation of the influence of corneal biomechanical properties on intraocular pressure measurements using the Ocular Response Analyser. *J Glaucoma*. 2006;15:363-370.

Medeiros FW, Sinha-Roy A, Alves MR, Dupps WJ Jr. Biomechanical corneal changes induced by different flap thickness created by femtosecond laser. *Clinics*. 2011;66(6):1067-71.

Medeiros FW, Sinha-Roy A, Alves MR, Wilson SE, Dupps WJ Jr. Differences in the early biomechanical effects of hyperopic and myopic laser in situ keratomileusis. *J Cataract Refract Surg*. 2010;36(6):947-53.

Meek KM, Blamires T, Elliott GF, Gyi TJ, Nave C. The organisation of collagen fibrils in the human corneal stroma: a synchrotron X-ray diffraction study. *Curr Eye Res*. 1987;6(7):841-46.

Mikielewicz M, Kotliar K, Barraquer RI, Michael R. Air-pulse corneal applanation signal curve parameters for the characterisation of keratoconus. *Br J Ophthalmol*. 2011;95(6):793-8.

Miranda MA, Radhakrishnan H, O'Donnell C. Repeatability of corneal thickness measured using an Oculus Pentacam. *Optom Vis Sci*. 2009;86(3):266-72.

Morita T, Shoji N, Kamiya K, Fujimura F, Shimizu K. Corneal biomechanical properties in normal-tension glaucoma. *Acta Ophthalmol*. 2012;90(1):e48-53.

Morita T, Shoji N, Kamiya K, Hagishima M, Fujimura F, Shimizu K. Intraocular pressure measured by dynamic contour tonometer and ocular response analyzer in normal tension glaucoma. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol*. 2010;248(1):73-7.

Müller LJ, Pels E, Vrensen GF: The specific architecture of the anterior stroma accounts for maintenance of corneal curvature. *Br J Ophthalmol*. 2001;85:437-43.

Mützenbergl LA, Veit EA, Silveira FL. Elasticidade, plasticidade, histerese... e ondas. *Rev Bras Ensino Fís*. 2004;26(4):307-13.

Newton RH, Meek KM: The integration of the corneal and limbal fibrils in the human eye. *Biophys J*. 1998;75:2508-12.

ORA User's Guide [on-line]. Captado em 10/12/2011. Disponível em: <http://www.ocularresponseanalyzer.com/downloads/13880-101-rev-C-UG.pdf>

Orssenjo GJ, Pye DC. Determination of the true intraocular pressure and modulus of elasticity of the human cornea *in vivo*. *Bull Math Biol*. 1999;61:551-72.

Ortiz D, Piñero D, Shabayek MH, Arnalich-Montiel F, Alió JL. Corneal biomechanical properties in normal, post-laser *in situ* keratomileusis, and keratoconic eyes. *J Cataract Refract Surg*. 2007;33:1371-1375.

Patel S, Marshall J. Corneal asphericity and its implications for photorefractive keratectomy: a mathematical model. *J Refract Surg*. 1996; 12:347-351.

Pei X, Bao Y, Chen Y, Li X. Correlation of lens density measured using the Pentacam Scheimpflug system with the Lens Opacities Classification System III grading score and visual acuity in age-related nuclear cataract. *Br J Ophthalmol*. 2008;92(11):1471-5.

Pentacam Interpretation Guideline. Captado em 10/12/2011. Disponível em: http://roi2020.com/Images/Products/Oculus/tech/pcam_interpretation_guide.pdf

Piñero DP, Alió JL, Alesón A, Escaf M, Miranda M. Pentacam posterior and anterior corneal aberrations in normal and keratoconic eyes. *Clin Exp Optom*. 2009;92(3): 297-303.

Polisuk P. A importância da topografia da córnea na adaptação de lentes de contato. In: Godinho C, Sobrinho M, Dantas B, Polisuk (Eds): O padrão CG em lentes de contato. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2008. p.129-143.

Prospero Ponce CM, Rocha KM, Smith SD, Krueger RR. Central and peripheral corneal thickness measured with optical coherence tomography, *Scheimpflug* imaging, and ultrasound pachymetry in normal, keratoconus-suspect, and postlaser in situ keratomileusis eyes. J Cataract Refract Surg. 2009;35(6):1055-62.

Rabinowitz YS. Ectasia after laser in situ keratomileusis. Curr Opin Ophthalmol. 2006;17(5):421-6.

Rabsilber TM, Khoramnia R, Auffarth GU. Anterior chamber measurements using Pentacam rotating *Scheimpflug* camera. J Cataract Refract Surg. 2006;32(3):456-9.

Randleman JB. Post-laser in-situ keratomileusis ectasia: current understanding and future directions. Curr Opin Ophthalmol. 2006;17(4):406-12.

Randleman JB, Trattler WB, Stulting RD. Validation of the Ectasia Risk Score System for preoperative laser in situ keratomileusis screening. Am J Ophthalmol. 2008;145(5):813-8.

Roberts C. The cornea is not a piece of plastic. J Refract Surg. 2000;16(4):407-13. Comment in: J Refract Surg. 2001;17(1):76-7; author replay. J Refract Surg. 2001;17(1):77-8.

Saad A, Lteif Y, Azan E, Gatinel D. Biomechanical properties of keratoconus suspect eyes. Invest Ophthalmol Vis Sci. 2010;51(6):2912-6.

Sasaki K, Fujisawa K, Sakamoto Y. Quantitative evaluation of nuclear cataract using image analysis. Ophthalmic Res. 1992;24 Suppl 1:26-31.

Savini G, Carbonelli M, Sbreglia A, Barboni P, Deluigi G, Hoffer KJ. Comparison of anterior segment measurements by 3 *Scheimpflug* tomographers and 1 Placido corneal topographer. *J Cataract and RefractiSurg*. 2011;37(9):1679-85.

Shah S, Laiquzzaman M, Cunliffe I, Mantry S. The use of the Reichert ocular response analyser to establish the relationship between hysteresis, corneal resistance factor and central corneal thickness in normal eyes. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2008;36(6):508-13. Comment in: *Cont Lens Anterior Eye*. 2006;29:257-62.

Shah S, Laiquzzaman M, Mantry S, Cunliffe I. Ocular response analyser to assess hysteresis and corneal resistance factor in low tension, open angle glaucoma and ocular hypertension. *Clin Experiment Ophthalmol*. 2008;36(6):508-13. Comment in: *Clin Experiment Ophthalmol*. 2008;36(6):499-500.

Shah S, Laiquzzaman M, Yeung I, Pan X, Roberts C. The use of the ocular response analyser to determine corneal hysteresis in eyes before and after excimer laser refractive surgery. *Cont Lens Anterior Eye*. 2009;32(3):123-8.

Shen M, Wang J, Qu J, Xu S, Wang X, Fang H, Lu F. Diurnal variation of ocular hysteresis, corneal thickness, and intraocular pressure. *Optom Vis Sci*. 2008;85(12):1185-92.

Sorsby A, Benjamin B, Davey JB, Sheridan M, Tanner JM. Emmetropia and its aberrations (Special Reports Series Medical Research Council No. 293, 1957). London: Her Majesty's Stationery Office.

Souza MB, Medeiros FM, Alves MR. Conceitos em tomografia do segmento anterior. In: Vieira Netto M, Ambrósio R Jr, Schor P, Chalita MR, Chamon W. Wavefront, topografia e tomografia da córnea e segmento anterior: atualização propedêutica em cirurgia refrativa. Rio de Janeiro: Cultura Médica; 2006. p.103-108.

- Spöerl E, Terai N, Scholz F, Raiskup F, Pillunat LE. Detection of biomechanical changes after corneal cross-linking using Ocular Response Analyzer software. *J Refract Surg.* 2011;27(6):452-7.
- Sullivan-Mee M, Billingsley SC, Patel AD. Ocular Response Analyzer in subjects with and without glaucoma. *Optom Vis Sci.* 2008;85(6):463-70.
- Sun L, Shen M, Wang J, Fang A, Xu A, Fang H, Lu F. Recovery of corneal hysteresis after reduction of intraocular pressure in chronic primary angle-closure glaucoma. *Am J Ophthalmol.* 2009;147(6):1061-6, 1066 e1-2.
- Swartz T, Marten L, Wang M. Measuring the cornea: the latest developments in corneal topography. *Curr Opin Ophthalmol.* 2007;18(4):325-33.
- Torres RM, Merayo-Llodes J, Jaramillo MA, Galvis V. Corneal biomechanics. *Arch Soc Esp Oftalmol.* 2005;80(4):215-23.
- Touboul D, Roberts C, Kerautret J, Garra C, Maurice-Tison S, Saubusse E, Colin J. Correlations between corneal hysteresis, intraocular pressure, and corneal central pachymetry. *J Cataract Refract Surg.* 2008;34(4):616-22.
- Uçakhan OO, Ozkan M, Kanpolat A. Corneal thickness measurements in normal and keratoconic eyes: Pentacam comprehensive eye scanner versus noncontact specular microscopy and ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg.* 2006;32(6):970-7.
- Vinciguerra P, Albe E, Trazza S, Rosetta P, Vinciguerra R, Seiler T, Epstein D. Refractive, topographic, tomographic, and aberrometric analysis of keratoconic eyes undergoing corneal cross-linking. *Ophthalmology.* 2009;116(3):369-78. Comment in: *Ophthalmology.* 2009;116(10):2036-7; author reply 2037-8. 31.
- Von Bahr G. Corneal Thickness: its measurements and changes. *Am J Ophthalmol.* 1956;42:251-266.

Wolffsohn JS, Davies LN. Advances in anterior segment imaging. *Curr Opin Ophthalmol*. 2007;18(1):32-8.

Zeng Y, Yang J, Huang K, Lee X. A comparison of biomechanical properties between human and porcine cornea. *J Biomech*. 2001;34(4):553-57.