



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

TREBALL FINAL DE GRAU

Repetibilitat de dos aberròmetres comercials

CARLES OTERO MOLINS

DIRECTOR – JAUME PUJOL RAMO
CODIRECTORA – M^a MONTSERRAT ARJONA CARBONELL
DEPARTAMENT D'ÒPTICA I OPTOMETRIA

DATA DE LECTURA
28/06/2013



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

El Sr. Jaume Pujol Ramo, com a director del treball i la Sra. Montserrat Arjona Carbonell, com a codirectora del treball

CERTIFIQUEN

Que el Sr. Carles Otero Molins ha realitzat sota la seva supervisió el treball **Repetibilitat de dos aberròmetres comercials** que es recull en aquesta memòria per optar al títol de grau en Òptica i Optometria.

I per a què consti, signem aquest certificat.

Sr. Jaume Pujol Ramo
Director del treball

Sra. Montserrat Arjona Carbonell
Codirectora del treball

Terrassa, 14 de Juny de 2013



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

Repetibilitat de dos aberròmetres comercials

RESUM EN CATALÀ

Fa molts anys que és coneguda la importància que juguen les aberracions òptiques en la visió de les persones, és per això que ja fa temps que s'intenten mesurar amb precisió. Aquest fet sempre ha suposat tot un repte pels científics donada la dificultat d'accés a l'espai imatge de l'ull (la retina). No obstant, gràcies als avenços tecnològics dels últims anys s'han aconseguit desenvolupar noves tècniques i nous instruments que han permès que la mesura d'aberracions pugui efectuar-se en la pràctica clínica. Entre les tècniques més utilitzades hi ha la de Hartmann-Shack.

En aquest treball s'ha avaluat la repetibilitat intrasessió i intersessió de dos aberròmetres basats en la tècnica de Hartmann-Shack: el KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan) i l'AOVA (Voptica, S.L., Murcia, Spain). Per fer aquesta avaluació s'han realitzat mesures en una mostra de població sana de 31 subjectes i s'han utilitzat onze paràmetres per a la seva quantificació.

Els onze paràmetres analitzats són: Coma eix Y $Z(3,-1)$, Coma eix X $Z(3,1)$, Trefoil $Z(3,-3)$, Trefoil $Z(3,3)$, Aberració esfèrica $Z(4,0)$, Coma secundari $Z(5,-1)$, Coma secundari $Z(5,1)$, refracció objectiva (Esfera i Cilindre), RMS_h (alt ordre) i RMS_t (total).

Per l'anàlisi estadístic de repetibilitat intrasessió i intersessió s'ha utilitzat el mètode proposat per Bland i Altman. A més, per al cas d'intrasessió s'han calculat els coeficients de repetibilitat (CORs). Per valorar la normalitat dels resultats s'ha utilitzat el test Kolmogorov-Smirnov. Si era possible un anàlisi paramètric s'ha utilitzat l'ANOVA, sinó el test Wilcoxon. També s'ha calculat el coeficient de correlació intraclasse (ICC) aplicat al conjunt de les 9 mesures.

El resultats suggereixen que no hi ha diferències estadísticament significatives pel que fa a la repetibilitat intrasessió i intersessió en el dos aparells. Pel KR-1W, els CORs dels coeficients de Zernike estan compresos entre 0.01 i 0.05, els CORs de l'esfera i cilindre entre el 0.09 i 0.25, i els CORs de les RMS entre 0,02 i 012. Per l'AOVA, els CORs respectius estan compresos entre 0.05 i 0.18, 0.29 i 0.37, 0.16 i 0.21. El ICC promig obtingut pel KR-1W és de 0.957 i el ICC promig per l'AOVA de 0.811.



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

Repetibilitat de dos aberròmetres comercials

RESUM EN CASTELLÀ

Desde hace ya muchos años es conocida la importancia que juegan las aberraciones ópticas en la visión de las personas, por este motivo hace tiempo que se intentan medir. Este hecho ha supuesto todo un reto para los científicos dada la dificultad de acceso al espacio imagen del ojo (la retina). No obstante, gracias a los avances tecnológicos de los últimos años se han conseguido desarrollar nuevas técnicas y nuevos instrumentos que han permitido efectuar la medida de las aberraciones en la práctica clínica. Entre las técnicas más utilizadas se halla la de Hartmann-Shack.

En este trabajo se ha evaluado la repetibilidad intrasesión e intersesión de dos aberrómetros basados en la técnica de Hartmann-Shack: el KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan) y el AOVA (Voptica, S.L., Murcia, Spain). Para esta evaluación se han hecho medidas en una muestra de población sana de 31 sujetos y se han utilizado once parámetros para su cuantificación.

Los once parámetros analizados son: Coma eje Y $Z(3,-1)$, Coma eje X $Z(3,1)$, Trefoil $Z(3,-3)$, Trefoil $Z(3,3)$, Aberración esférica $Z(4,0)$, Coma secundario $Z(5,-1)$, Coma Secundario $Z(5,1)$, refracción objetiva (Esfera y Cilindro), RMS_h (alto orden) y RMS_t (total).

Para el análisis estadístico de repetibilidad intrasesión e intersesión se ha utilizado el método propuesto por Bland y Altman. Además, para el caso de intrasesión se han calculado los coeficientes de repetibilidad (CORs). Para valorar la normalidad de los resultados se ha utilizado el test Kolmogorov-Smirnov. Si era posible un análisis paramétrico se ha utilizado el ANOVA, sino el test Wilcoxon. También se ha utilizado el coeficiente de correlación intraclase (ICC) aplicado al conjunto de las 9 medidas.

Los resultados sugieren que no hay diferencias estadísticamente significativas en lo que respecta a la repetibilidad intrasesión e intersesión para los dos instrumentos. Para el KR-1W, los CORs de los coeficientes de Zernike están comprendidos entre 0.01 y 0.05, los CORs de la esfera y cilindro entre el 0.09 y 0.25, y los CORs de las RMS entre 0,02 y 0,12. Para l'AOVA, los CORs respectivos están comprendidos entre 0.05 y 0.18, 0.29 y 0.37, 0.16 y 0.21. El ICC promedio obtenido para el KR-1W es de 0.957 y el ICC promedio para el AOVA de 0.811.



GRAU EN ÒPTICA I OPTOMETRIA

Repetibilitat de dos aberròmetres comercials

RESUM REDUÏT EN ANGLÈS

It is well-known the role of optical aberrations on human vision since a long time ago, that is the reason why scientists try to measure them with accuracy for many years ago. Besides, aberrations measurements has always been a big challenge for vision scientists due to the difficulty of access on eye's image space (the retina). However, thanks to the new improvements on optical devices and optical techniques, it is now possible to make eye aberrations measurements in clinical procedures. Among the most used techniques we can find the Hartmann-Shack technique.

In this work intrasession and intersession repeatability of eleven ocular parameters has been evaluated in a healthy population of 31 patients and using two different Hartmann-Shack aberrometers: KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan) and AOVA (Voptica, S.L., Murcia, Spain).

In order to assess repeatability it has been analyzed these eleven parameters: Coma axis Y Z(3,-1), Coma axis X Z(3,1), Trefoil Z(3,-3), Trefoil Z(3,3), Spherical aberration Z(4,0), Secondary coma Z(5,-1), Secondary coma Z(5,1), objective refraction (Sphere and Cylinder), RMS_h (high order) and RMS_t (total).

The statistical assessment of intrasession and intersession repeatability has been done by Bland and Altman method. In addition, intrasession repeatability has been assessed determining the coefficients of repeatability (CORs). To test for normality of all parameters analyzed the Kolmogorov-Smirnov test was used. When parametric analysis was possible, the repeated measures ANOVA was used, otherwise the Wilcoxon rank sum test was used. The intraclass correlation coefficient (ICC) has also been calculated to the 9 measures.

The results suggest no meaningful statistical differences for both types of repeatability analyzed (intrasession and intersession) in both devices. The coefficients of Zernike's CORs obtained for the KR-1W are between 0.01 and 0.05, sphere and cylinder CORs are between 0.09 and 0.25, and RMS COR's between 0.02 and 0.12. For AOVA device the COR's range (respectively) between 0.05 and 0.18, 0.29 and 0.37, 0.16 and 0.21. The mean ICC value obtained is 0.957 for KR-1W and 0.811 for AOVA.



RESUM EXTENS EN ANGLÈS

The first stage in visual system is the formation of an optical image on the retina. This complex process means that light coming from an object point goes through all the lenses of the eye -which are basically the cornea and the crystalline- until it reaches the retina. The retinal image quality is mainly affected by two factors: aberrations and intraocular scattering. The effect of diffraction on the eye is negligible due to the normal values of pupil diameter.

The degradation of retinal image due to the effect of optical aberrations has been well-known since a long time ago, which is the reason why scientists have been trying to measure human aberrations with accuracy for many years. Besides, the measurement of aberration has always been a big challenge for vision scientists due to the difficulty of access to the eye's image space (the retina). However, thanks to the new improvements in optical techniques and optical devices, it is now possible to estimate the wavefront aberration of the eye with such accuracy and contemplate methods of reducing them, or perhaps even removing them, to enhance visual performance. Among the most used techniques to measure aberrations we can find the Hartmann-Shack technique, which recovers the wavefront from the image of the eye's pupil plane formed by a microlens array in a CCD camera placed at its focal plane. If a plane wavefront reaches the microlens array, the camera records a perfectly regular mosaic of spots. If a distorted (i.e., aberrated) wavefront reaches the sensor, the pattern of spots is irregular. From the images of the spots, the wavefront aberration can be computed and expressed as a Zernike polynomial expansion.

We must note that the standard representation of ocular aberrations is in terms of Zernike polynomials. These functions are mathematical series expansions that are orthogonal over a unit circle. Any wavefront profile can be decomposed into a weighted sum of these polynomials. The low order terms (second order) can be expressed as the common sphere and cylinder notations used in optometric fields and are easily corrected using, for example, spectacles or contact lenses. The higher order Zernike polynomials (third order or more) are traditionally not correctable by such methods, although nowadays one of the main goals on vision research is the correction of aberrations using adaptive optics technology.

In vision it is well known that it is almost impossible to achieve the same results in several equal measurements performed on the same subject. This might be due to natural variation in the subject, variation in the measurement process or both. That could explain the relative importance of knowing how reliable a new device on a measurement is in order to understand where the measurement variability comes from.

That is the goal of this study, hence in this work intrasession and intersession repeatability of aberrations measurements has been studied using two different devices: KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan) and AOVA (Voptica, S.L., Murcia, Spain). Both are Hartmann-Shack aberrometers. The KR-1W includes a Placido disk topographer and automatic mode capable of centering, focusing and measuring without any operator's help. The AOVA includes a spatial light modulator capable of performing visual simulations such as correcting or inducing certain aberrations. Neither topography functions from KR-1W nor visual simulations from AOVA have been used.

Inclusion criteria were healthy eyes with corrected distance visual acuity of 0.9 (decimal notation) or better, subjective sphere refraction between ± 5.00 D and cylinder less or equal than -3.00 D. Exclusion criteria consisted of active ocular disease, other ocular diagnosis that might alter optical quality (i.e., amblyopia), history of ocular surgery and history of soft contact lens use during the past 24 hours and history of gas permeable lens use during three days before. Patients above 52 years old or below 18 have been discarded as well.

We have measured 34 patients (both eyes of each patient). Three patients have been discarded because the measurements were taken incorrectly (i.e., eye closed during the measurement) and we have just included in our study one eye measurements per patient in order to avoid bilateral symmetry between right and left eyes. Our final population sample had a mean \pm standard deviation (SD) in age of 26.55 ± 5.83 years, in subjective sphere of -1.26 ± 1.93 D, in subjective cylinder of -0.77 ± 0.74 D, and in visual acuity with best spectacle-correction of 0.99 ± 0.01 (decimal notation). The tenets of the Declaration of Helsinki have been followed, all patients provided written informed consent and were given all the information about the nature of the study. After that, visual acuity and best subjective refraction of each patient were checked by the operator. If the values obtained were within the established limits, they were automatically measured by both aberrometers. If that was not the case, the patients were excluded from the study. We must clarify that all patients were uncorrected during the wavefront aberration measurement.

Intrasession protocol is composed by three consecutive measurements for each eye, in both devices and without realigning the instrument with the patient. Intersession protocol is composed of three sessions, each with three measurements, realigning the instruments with the patient between sessions. That is, for each eye we have made nine measurements and we have classified them in three sessions. In accordance with the Spanish Standards for assessing repeatability (UNE 82009) all the measures have been made under the same conditions. Which means the same operator in all measures (the author of this work), the same devices used, all patients measured always in the same laboratory (located in the Center for Sensors, Instruments and System Development, CD6-UPC), and all the measures taken within the same illumination and environmental conditions.

In order to assess repeatability these eleven parameters have been analyzed: Coma axis Y Z(3,-1), Coma axis X Z(3,1), Trefoil Z(3,-3), Trefoil Z(3,3), Spherical aberration Z(4,0), Secondary coma Z(5,-1), Secondary coma Z(5,1), objective refraction (Sphere and Cylinder), RMS_h (computed for 3rd, 4th and 5th Zernike order) and RMS_t (computed for 2nd up to 5th Zernike order). These parameters have been studied for a 4-mm pupil diameter. We have chosen these Zernike coefficients because beyond second order Zernike coefficients (defocus and astigmatism) it has been demonstrated in many studies to be the most important for describing the wavefront aberration.

The statistical assessment of intrasession and intersession repeatability has been done by the Bland and Altman method. In addition, intrasession repeatability has been assessed determining the coefficient of repeatability (COR). The intraclass correlation coefficient (ICC) has also been calculated to the 9 measures. To test for normality of all parameters analyzed the Kolmogorov-Smirnov test was used. When parametric analysis was possible the repeated measures ANOVA was used, otherwise the Wilcoxon rank sum test was used.

Bland and Altman proposed an approach for assessing agreement between two different sets of values. First, they recommended plotting the differences in the two results against the mean value from the two results. Then, they advised calculating and plotting the 95% limits of agreement (as the mean difference plus or minus 1.96 standard deviations of the differences). The advantages of this approach are that by using graphs, data can be visually interpreted with simplicity. Any outliers, bias, or relationship between variance in measures and size of the mean can be observed, although this needs to be interpreted with reference to the range of measures. On the other side, Coefficient of repeatability is the value below which the difference between the two measurements will lie with probability of 95%. This is based upon the within-subject standard deviation. Finally, the intraclass correlation coefficient (ICC) is a measure of the reliability of measurements or ratings. It is a type of correlation that measures the relative homogeneity within groups (between the repeated measurements) in ratio to the total variation. The ICC will approach 1.0 when the variability within repeated measurements is zero. It should be remembered that the range of values for ICC is between 0 and 1.

The first and the second measurement of each patient have been compared as well as the first and the third measurement to analyze intrasession. The same methodology has been used for intersession. We have compared the first with the second session and the first with the third session for each eye in both devices.

The CORs and the ICCs results suggest no meaningful statistical differences for both devices. The coefficients of Zernike's CORs obtained for the KR-1W are between 0.01 and 0.05, sphere and cylinder CORs are between 0.09 and 0.25, and RMS CORs between 0.02 and 0.12. For AOVA device we have obtained (respectively) 0.05 and 0.18, 0.29 and 0.37, 0.16 and 0.21. The mean ICC value obtained is 0.957 for KR-1W and 0.811 for AOVA.

AOVA results show worse repeatability values than KR-1W. Although these values are in general within the clinical acceptance, it is important to note that during the measurement process the operator experience using AOVA may become an error source because of the lack of automation procedure in comparison with KR-1W.

The Bland and Altman analysis shows good repeatability in both devices. All the mean differences are close to zero in almost every case. Besides, we can see how AOVA intersession repeatability is slightly worse than intrasession repeatability, which may mean that the realigning patient-instrument procedure is somehow affecting the aberration measurements. Also it is coherent with KR-1W results because KR-1W has a completely automatic aligning procedure. In consequence, the differences between intrasession repeatability and intersession repeatability are smaller in KR-1W than in AOVA.

However, variability between measures within sessions could be attributable not only to instrumental variation but also to misalignments between patient and instrument, microfluctuations of accommodation, changes in the tear film or fixation micromovements of the eye. Regardless, we can conclude that both devices show good enough results of both intersession repeatability and intrasession repeatability.



AGRAÏMENTS

Als meus dos tutors, en Jaume Pujol i la Montserrat Arjona, per la confiança dipositada en mi i el seu temps invertit en aquest treball. Ha estat un autèntic honor poder comptar amb ells. He après moltíssim de cadascuna de les seves aportacions. Més concretament, els hi estic molt agraït per la seva paciència, amabilitat i enorme implicació des del primer fins l'últim dia.

A la Meritxell Vilaseca per la seva ajuda en l'anàlisi estadístic, podria haver estat la tercera directora d'aquest treball.

Agraeixo també a tots els que han dedicat part del seu temps a participar voluntàriament en aquest treball.

Per últim, vull agrair a la meva mare Maria Rosa el seu esforç durant tants i tants anys perquè jo pogués estudiar sense gaires preocupacions. A ella li dec tot. Aquest treball el dedico a la meva mare de la primera a la última pàgina. És tan seu com meu.

Moltíssimes gràcies a tothom!

ÍNDIX

1	INTRODUCCIÓ	1
2	OBJECTIUS.....	3
3	ESTAT DE L'ART	4
3.1	Qualitat Òptica de la imatge retinal	4
3.2	La difracció de la llum	4
3.3	Les aberracions òptiques.....	5
3.4	Difusió intraocular	11
3.5	Mètodes per avaluar la qualitat òptica de la imatge retinal.....	11
3.5.1	Tècnica Hartmann-Shack.....	12
3.5.2	Tècnica de traçat de rajos.....	14
3.5.3	Tècnica del doble pas.....	15
3.6	Òptica adaptativa	15
3.7	Repetibilitat	17
4	INSTRUMENTACIÓ	21
4.1	Adaptive Optics Vision Analyzer (AOVA).....	21
4.2	Analitzador de front d'ona KR-1W.....	24
5	METODOLOGIA.....	28
5.1	Disseny de l'estudi.....	28
5.2	Selecció de la mostra. Criteris d'inclusió i exclusió.....	28
5.3	Descripció de les variables	29
5.4	Protocol de mesura.....	29
5.5	Anàlisi estadístic	30
6	RESULTATS.....	33
6.1	Anàlisi descriptiu de la mostra.....	33
6.2	Anàlisi descriptiu dels resultats	33
6.3	Coeficient de repetibilitat (COR).....	34
6.4	Anàlisi de Bland i Altman intrasessió	35
6.5	Anàlisi de Bland i Altman intersessió	38
6.6	Coeficient de correlació intraclasse (ICC).....	41
7	DISCUSSIÓ I CONCLUSIONS	42
8	COMPROMÍS ÈTIC I SOCIAL	44
9	REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES.....	45
10	ANNEXOS	48
10.1	ANNEX I: Qüestionari per a la inclusió a l'estudi	48
10.2	ANNEX II: Document de consentiment per a mesures oculars.....	49
10.3	ANNEX III: Gràfiques de Bland i Altman	51

1 INTRODUCCIÓ

És acceptat per tothom que la major part de la informació de l'entorn que ens envolta l'obtenim a través del sentit de la vista. És per tant el sentit més preuat dels cinc coneguts. Està format pel que anomenem sistema visual, que és un conjunt complex que podem dividir en tres etapes consecutives: l'òptica, la retinal i la cortical (1).

La primera comprèn la formació i la projecció de la imatge (invertida) sobre la retina. És un procés en el qual la senyal lluminosa provinent d'un objecte travessa el sistema òptic de l'ull format principalment per 4 superfícies. Dues pertanyents a la còrnia, que conformen una lent positiva d'aproximadament 40 diòptries de potència, i les altres dues restants, que conformen una lent biconvexa positiva d'aproximadament 20 diòptries de potència. Aquesta última lent l'anomenem cristal·lí i té la capacitat d'augmentar encara més la seva potència, fet conegut com acomodació que possibilita la visió nítida dels objectes propers. No obstant, aquesta capacitat es perd amb els anys fins que no és possible enfocar nítidament els objectes propers, moment en el que es manifesta la presbícia.

En la segona etapa, la retinal, intervenen principalment els fotoreceptors (cons i bastons). En aquesta etapa la retina actua de "pantalla fisiològica" transformant l'estímul lluminós en un patró d'impulsos nerviosos (1).

La tercera etapa comprèn el procés de transmissió de la senyal elèctrica des de les neurones ganglionars presents a la retina fins al còrtex visual. Aquest recorregut passa per les fibres nervioses del nervi òptic, el cos geniculat lateral (on trobem dos camins: el Magnocel·lular i Parvocel·lular) i finalment el còrtex visual (àrea 17 o còrtex visual primari). És en aquesta última localització on s'integren les senyals rebudes per a fer un interpretació de l'estímul, configurant també la percepció d'aquest gràcies a la informació aportada per altres àrees cerebrals (p.e. àrees preestriades o visuals secundàries 18 i 19) (2).

Per tant, cal diferenciar quan parlem de qualitat del sistema visual, que fa referència al procés complet en el que intervenen factors òptics i neurals, de quan parlem de qualitat òptica de la imatge retinal, que està intrínsecament relacionada amb la primera etapa abans esmentada i que afecta a la qualitat del sistema visual. Així doncs, en aquest treball ens centrarem en la primera etapa, l'òptica. El nostre interès es concentrarà en la qualitat òptica de la imatge retinal, que depèn bàsicament de la difracció, les aberracions i la difusió intraocular.

La difracció de la llum és un fenomen físic que es produeix quan una ona electromagnètica travessa un obstacle (la pupil·la), el seu efecte en l'ull és limitat degut a la mida de la pupil·la. Les aberracions exemplifiquen les imperfeccions de qualsevol sistema òptic real a la vegada que suposen una limitació en el seu disseny. En l'ull són degudes bàsicament a que les seves superfícies no són regulars ni simètriques, a la presència de petits descentraments entre superfícies i a una distribució de l'índex de refracció irregular. Són presents en tots els individus en major o menor grau i en l'actualitat hi han instruments, anomenats aberròmetres, que permeten la seva mesura

en la pràctica clínica. Utilitzant tècniques d'òptica adaptativa es poden corregir inclús les d'alt ordre, entre aquestes, les que afecten més a la qualitat òptica són l'esfèrica i el coma. Pel que fa a les aberracions de baix ordre, les que afecten més a la qualitat òptica de l'ull són els errors refractius, que provoquen desenfocaments de la imatge respecte el pla de la retina. Parlem d'hipermetropia quan la imatge es focalitza després de la retina, miopia quan es focalitza abans o astigmatisme quan la imatge focalitza en dos punts diferents de l'eix visual degut a que el sistema té diferent potència segons els meridians. Aquests defectes són comunament coneguts i es corregeixen amb lents positives, negatives o esferotòriques respectivament. Per últim, l'altre fenomen que afecta a la qualitat de la imatge retinal és la difusió intraocular (en anglès, *scattering*). És complex de mesurar doncs depèn del grau de terbolesa dels medis oculars. Afecta a la imatge provocant bàsicament una disminució de contrast. És present en tots els individus i normalment augmenta amb l'edat. S'ha de tenir en compte sobretot en individus grans i amb determinades patologies associades (p.e. cataractes) ja que pot esdevenir molt perjudicial per la qualitat de la imatge retinal.

La recerca en temes relacionats amb la qualitat òptica ocular ha estat un camp de gran activitat en els últims anys, el que ha comportat el desenvolupament de tècniques objectives i instrumentació que ens ha permès millorar el coneixement i fer la transferència a l'activitat clínica diària. Tot i així, és un repte pels científics degut a l'impossibilitat física d'accés a l'espai imatge de l'ull. La mesura i caracterització de la qualitat òptica ocular és de gran importància en diferents condicions oculars o patologies com poden ser entre altres la cirurgia refractiva, cataractes, neutralització de la presbícia amb sistemes multifocals o els nous dissenys de lents de contacte i lents intraoculars. Els mètodes objectius per a determinar la qualitat òptica ocular han sorgit a mesura que la tecnologia i especialment l'aplicada als làsers i al processat d'imatge ha avançat. Noves tècniques s'han desenvolupat a partir de la segona meitat del segle XX que avui en dia conformen el principi bàsic de funcionament de molts aparells que avaluen la qualitat òptica. La majoria d'aquests mètodes tenen en comú l'avaluació de la llum reflectida per la retina. Els més utilitzats són la tècnica de traçat de rajos, Hartmann-Shack i la tècnica del doble pas. Amb la tècnica de traçat de rajos i Hartmann-Shack podem obtenir la funció aberració de front d'ona de l'ull, a partir de la qual es poden quantificar les aberracions, mentre que la tècnica de doble pas permet el registre de la imatge retinal d'una font de llum puntual i per tant conté tota la informació d'aquesta imatge (aberracions d'alt i baix ordre i difusió intraocular).

L'objectiu principal d'aquest treball es l'avaluació de la repetibilitat de dos aberròmetres comercials. Concretament els dos que utilitzarem tenen com a principi bàsic el sensor de Hartmann-Shack. D'una banda s'utilitzarà l'analitzador de front d'ona KR-1W, un aberròmetre comercialitzat per Topcon Corporation (Tokyo, Japan) que es pot considerar una de les referències del mercat, d'altra banda, es treballarà amb l'AOVA (Adaptive Optics Vision Analyzer) comercialitzat per l'empresa Voptica, S.L. (Murcia, Spain) de molt recent aparició. Aquest últim aparell té la particularitat que incorpora elements d'òptica adaptativa que permeten la correcció/simulació d'aberracions. Més concretament, té un modulador espacial de llum que mitjançant un canvi local controlat en l'índex de refracció introdueix un canvi de fase que modifica el front d'ona de la llum. No obstant, ens centrarem en la mesura de les aberracions i no en la seva correcció/simulació.

2 OBJECTIUS

L'objectiu general d'aquest treball és analitzar la repetibilitat que proporcionen els aberròmetres comercials AOVA (Adaptive Optics Vision Analyzer) i KR-1W en la mesura de les aberracions oculars.

La repetibilitat s'avaluarà utilitzant els següents onze paràmetres:

- Refracció Objectiva: S (esfera), C (cilindre).
- Coeficients de Zernike: Coma eix Y $Z(3,-1)$, Coma eix X $Z(3,1)$, Trefoil $Z(3,-3)$, Trefoil $Z(3,3)$, Aberració esfèrica $Z(4,0)$, Coma secundari $Z(5,-1)$, Coma secundari $Z(5,1)$.
- *Root Mean Square*: RMS_h (d'alt ordre) i RMS_t (total).

La refracció objectiva ens informa de les aberracions de baix ordre, els coeficients de Zernike escollits corresponen a les aberracions d'alt ordre més rellevants i amb més interès clínic, per últim, els coeficients RMS ens donen una informació global de totes les aberracions i més particularment de les d'alt ordre.

Per assolir aquest objectiu s'han plantejat els següents objectius específics:

- Determinar els coeficients de repetibilitat (COR), els coeficients de correlació intraclasse (ICC) i els límits de Bland & Altman per als onze paràmetres analitzats, en una mostra de població sana i al llarg de nou mesures dividides en tres sessions.
- Determinar si existeixen diferències estadísticament significatives entre les tres sessions de l'estudi per a cada paràmetre i aparell (estudi intersessió).
- Determinar si existeixen diferències estadísticament significatives entre les tres mesures de cada sessió per a cada paràmetre i aparell (estudi intrasessió).

3 ESTAT DE L'ART

En aquest apartat es pretén situar el marc teòric del treball. Per això s'expliquen els principals conceptes inherents a aquest i s'exposen els antecedents científics més rellevants. Primer s'introdueix la qualitat òptica de la imatge retinal i s'expliquen cadascun dels factors que l'afecten. Després, en un segon apartat s'expliquen els diferents mètodes que hi ha per avaluar la qualitat òptica, fent més incidència en la tècnica de Hartmann-Shack que és la que utilitzarem en el treball. En la tercera part es fa una breu introducció a l'òptica adaptativa degut a que un dels instruments utilitzats es un simulador visual que incorpora un modulador de llum. Per últim, s'explica el concepte de repetibilitat i es revisen alguns estudis a la bibliografia on es relaciona d'alguna manera la repetibilitat, aberracions oculars i/o comparació entre aberròmetres.

3.1 **Qualitat Òptica de la imatge retinal**

La qualitat òptica de la imatge retinal depèn de la difracció de la llum, les aberracions oculars i la difusió intraocular. Pel que fa a les aberracions les que més l'afecten són les relacionades amb els errors refractius. Avui en dia és de gran importància el coneixement i caracterització de la qualitat òptica, doncs és un aspecte molt important per la qualitat visual i la percepció de les persones. En algunes condicions oculars, en algunes patologies o en nous desenvolupaments per a la seva correcció, la qualitat òptica de la imatge retinal és un aspecte clau, com per exemple en la cirurgia refractiva, les cataractes, la correcció de la presbícia amb sistemes multifocals, nous dissenys de lents de contacte o en lents intraoculars.

A més, les millores tecnològiques i en particular en el camp dels làsers i del processat d'imatge dels últims 50 anys, han permès la introducció de noves tècniques objectives de mesura i el desenvolupament de nova instrumentació clínica que permet mesurar de forma ràpida i fiable paràmetres de la qualitat òptica. Anem a explicar breument cadascun dels factors esmentats que afecten a la qualitat òptica de la imatge retinal i ens centrarem principalment en les aberracions oculars, ja que seran objecte d'interès en aquest treball.

3.2 **La difracció de la llum**

La difracció de la llum és un fenomen de les ones electromagnètiques en que el front d'ona d'un feix lluminós es modifica al passar per una obertura o vora d'un obstacle. La mida d'aquesta obertura en relació a la longitud d'ona incident determinarà el grau de difracció.

En el cas de l'ull humà, la seva pupil·la actua de diafragma circular i augmentarà el grau de difracció com més petit sigui el diàmetre pupil·lar. No obstant, en condicions normals i en termes de qualitat d'imatge retinal podem negligir l'efecte de la difracció en l'ull. Això és degut a que el diàmetre mínim de la pupil·la, que podem considerar al voltant de 2 mm, és suficientment gran com per que l'efecte de la difracció sigui menyspreable.

La difracció per a qualsevol sistema òptic i per tant per l'ull humà representa un límit superior en la qualitat, donat que no es pot eliminar aquest fenomen. En un ull humà que només estigués afectat per difracció, és a dir en absència d'aberracions i difusió, els únics factors que influïrien en la qualitat de la imatge retinal serien la longitud d'ona de la llum i el diàmetre de la pupil·la. Així doncs, la imatge d'un punt objecte formaria un patró característic que s'anomenaria patró de difracció de Fraunhofer on es podrien observar els anells d'Airy (3) (Fig. 1).

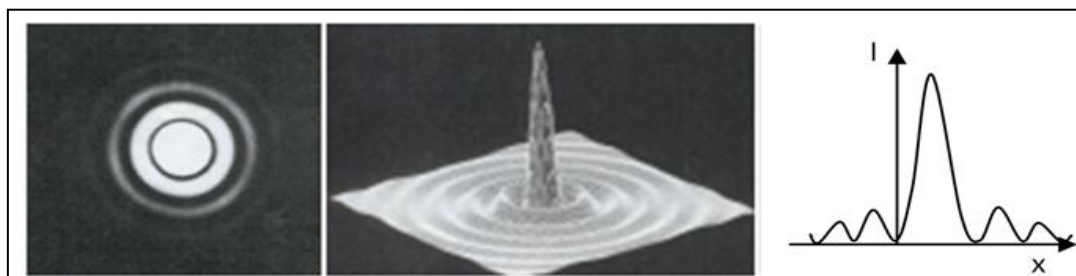


Fig. 1. D'esquerra a dreta: Patró de difracció de Fraunhofer (anells d'Airy) i perfil 3D i 2D de la PSF. Font: (3) modificada.

3.3 Les aberracions òptiques

Els sistemes òptics no són perfectes. Això significa que el comportament de la llum en travessar un sistema òptic actua de forma diferent de la predita teòricament en l'òptica paraxial (Fig. 3) (4).

Aquest fet ja va suscitar interès quan Kepler i Descartes van descriure l'aberració esfèrica a principis del segle XVII, o quan Newton va descriure l'aberració cromàtica a finals del mateix segle. Per tant, la història del desenvolupament de les aberracions és extensa i passa per científics transcendents com Seidel (mitjans s.XIX) o Zernike (principis del s.XX).

Una classificació formal de les aberracions és (Fig. 2):

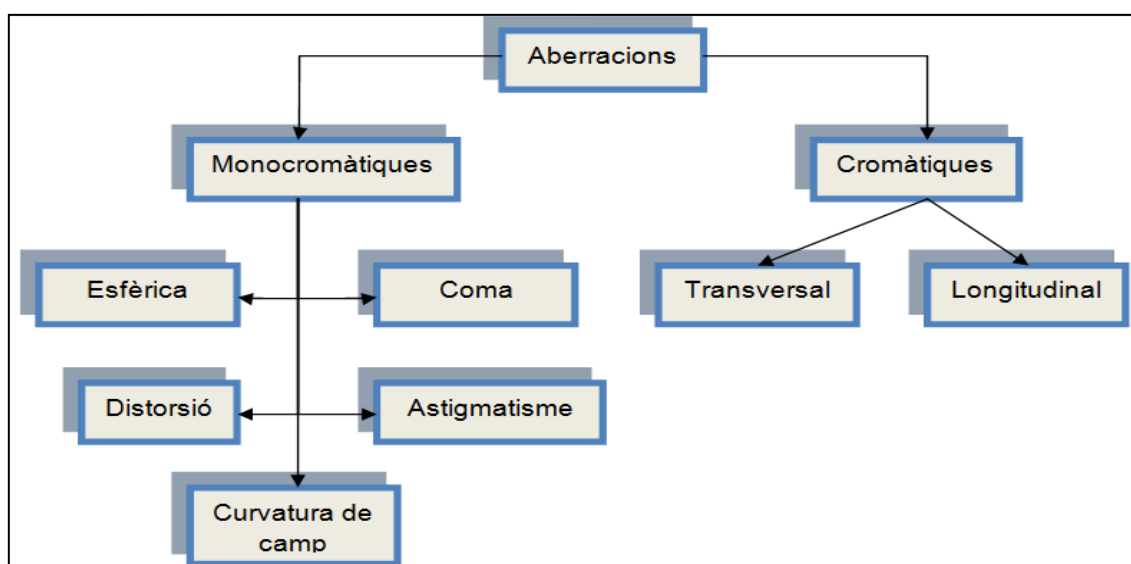


Fig. 2. Esquema de la classificació formal les aberracions òptiques.

Pel que fa a les aberracions monocromàtiques, l'aberració esfèrica és una aberració anomenada d'obertura ja que es produeix quan els rajos incideixen amb grans obertures en els sistemes òptics i és la única que es dona per a punts situats a l'eix òptic. Les aberracions de coma, astigmatisme, curvatura i distorsió són anomenades de camp ja que, si bé també estan afectades per l'obertura en major o menor grau, es produeixen per a punts situats fora de l'eix òptic. Per últim, les aberracions cromàtiques són produïdes per la variació d'índex de refracció amb la longitud d'ona i produeixen una menor degradació en la imatge retinal.

Recordem que l'òptica paraxial utilitza el primer terme del desenvolupament en sèrie de Taylor com a una aproximació aplicable a la llei de Snell que és vàlida per obertures i angles d'incidència petits (Eq.1, Eq.2, Eq.3).

$$\text{Llei de Snell: } n \sin \theta = n' \sin \theta' \quad \text{Eq.1}$$

$$\text{Aproximació en òptica paraxial: } \sin \theta \approx \theta \quad \text{Eq.2}$$

$$\text{Llei de Snell en òptica paraxial: } n \theta = n' \theta' \quad \text{Eq.3}$$

Per estudiar l'òptica de l'ull humà aquesta aproximació lineal no és adequada ja que aquest presenta obertures i camps suficientment grans com per necessitar més termes en el desenvolupament en sèrie de Taylor per descriure el seu comportament òptic, en conseqüència, s'han de tenir en compte les aberracions (5).

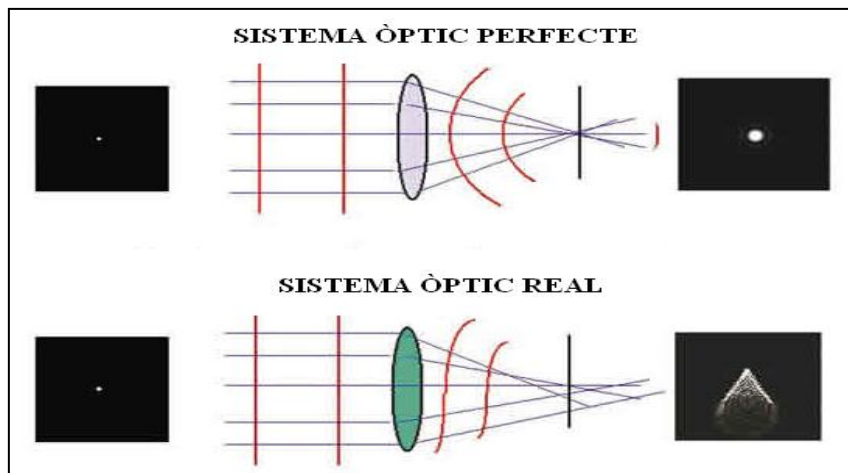


Fig. 3. Sistema òptic sense aberracions (superior) i amb aberracions (inferior) amb les seves corresponents imatges d'una font de llum puntual. Font: (6).

Això es tradueix en que a la sortida d'un sistema òptic real (amb aberracions) els rajos provinents d'un mateix punt objecte no són concurrents en el mateix punt del pla imatge, provocant un esborronament de la imatge.

Hi ha dos conceptes importants lligats a les aberracions. El primer és el de front d'ona que és la superfície de camí òptic constant per a un punt objecte. En un sistema òptic ideal el front d'ona té una forma esfèrica. El segon és l'aberració de front d'ona, una funció que caracteritza les propietats de formació de la imatge en qualsevol sistema

òptic, inclòs l'ull humà, i que es defineix com la diferència entre els fronts d'ona perfectes (esfèrics) i els fronts d'ona reals per a cada punt de la pupil·la de l'ull (Fig. 4).

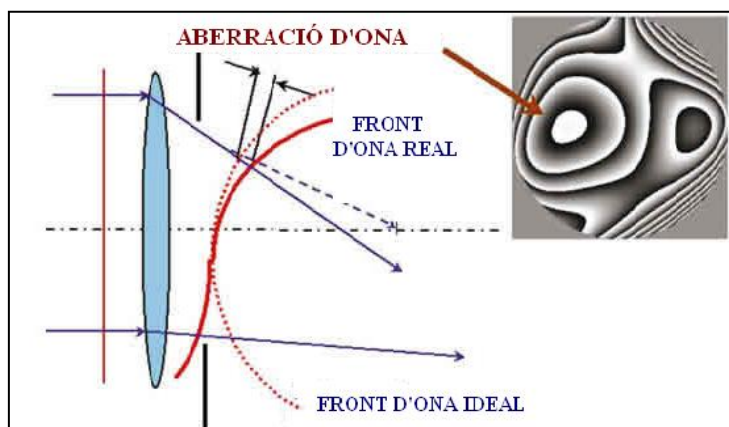


Fig. 4. Diferència entre el front d'ona aberrat i el predit en l'òptica paraxial. Font: (6).

Per un punt objecte emissor situat en un medi isotròpic i homogeni, la funció aberració del front d'ona ($W(\eta; X, Y)$) d'un sistema òptic general depèn de la posició d'un raig respecte un sistema de coordenades situat a la pupil·la (X, Y) i la posició del punt objecte en el camp (η) (Fig. 5).

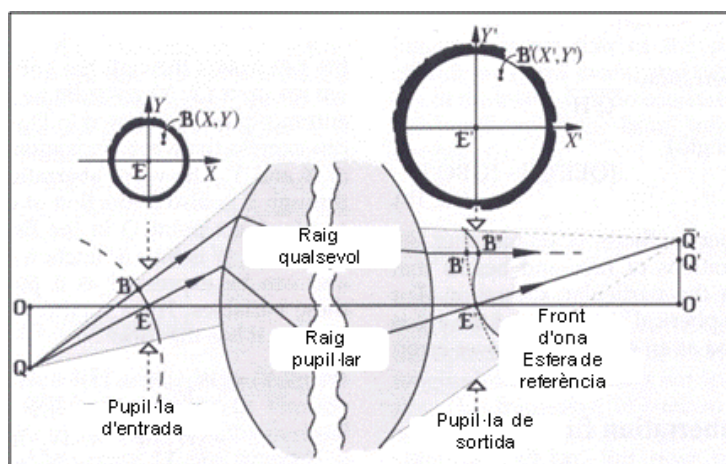


Fig. 5. Aberració de front d'ona $[B'B']$ com a diferència entre el front d'ona obtingut a la pupil·la de sortida d'un sistema òptic i el front d'ona de referència. Font: (7) modificada.

És una funció que pot ser expressada en sèries de potències i té la següent forma per a sistemes amb simetria de revolució circulars (7) (Eq.4):

$$\begin{aligned}
 W(\eta; X, Y) = & {}_0W_{4,0}(X^2 + Y^2)^2 + {}_1W_{3,1}\eta(X^2 + Y^2)Y \\
 & + {}_2W_{2,0}\eta^2(X^2 + Y^2) + {}_2W_{2,2}\eta^2Y^2 + {}_3W_{1,1}\eta^3Y \\
 & + \text{aberracions de més alt ordre}
 \end{aligned}
 \tag{Eq.4}$$

Normalment aquesta funció s'expressa en coordenades polars (Eq.5, Eq.6, Eq.7):

$$X = r \sin \phi \quad \text{Eq.5}$$

$$Y = r \cos \phi \quad \text{Eq.6}$$

$$W(\eta; r, \phi) = {}_0W_{4,0}r^4 + {}_1W_{3,1}\eta r^3 \cos \phi + {}_2W_{2,0}\eta^2 r^2 \\ + {}_2W_{2,2}\eta^2 r^2 \cos^2 \phi + {}_3W_{1,1}\eta^3 r \cos \phi \\ + \text{aberracions de més alt ordre} \quad \text{Eq.7}$$

On els cinc primers termes corresponen a les aberracions de tercer ordre o de Seidel. Els coeficients de Seidel (S_n) (8) es defineixen de la següent manera (Eq.8 a Eq.12):

${}_iW_{j,k}$ són els coeficients de la funció aberració d'ona

$\bar{\rho}$ és el radi de la pupil · la d'entrada

$$S_1 = 8{}_0W_{4,0}\bar{\rho}^4 \rightarrow \text{Aberració esfèrica} \quad \text{Eq.8}$$

$$S_2 = 2{}_1W_{3,1}\bar{\rho}^3 \rightarrow \text{Coma} \quad \text{Eq.9}$$

$$S_3 = 2{}_2W_{2,2}\bar{\rho}^2 \rightarrow \text{Astigmatisme} \quad \text{Eq.10}$$

$$S_4 = (4{}_2W_{2,0} - 2{}_2W_{2,2})\bar{\rho}^2 \rightarrow \text{Curvatura de Petzval} \quad \text{Eq.11}$$

$$S_5 = 2{}_3W_{1,1}\bar{\rho} \rightarrow \text{Distorsió} \quad \text{Eq.12}$$

Actualment en òptica visual, les aberracions es caracteritzen segons els polinomis de Zernike, que són un conjunt de funcions (o modes) molt útils per descriure matemàticament la forma d'un front d'ona aberrat com el que proporciona l'ull, ja que permet expressar la funció aberració de front d'ona com una suma ponderada d'aquests polinomis. Això és degut a que aquestes funcions són ortogonals sobre un cercle de radi unitat, propietat que confereix independència entre les funcions (9) i per tant, permet associar cada polinomi un pes específic i independent que contribuirà en la descripció de l'aberració del front d'ona.

La majoria dels aberròmetres comercials ens proporcionen informació de les aberracions òptiques mitjançant aquests polinomis. A la literatura trobem diferents formes per presentar els polinomis de Zernike. En aquest treball exposarem la utilitzada per la Societat Òptica Americana (O.S.A. en anglès) (10).

Els polinomis es defineixen en coordenades polars (ρ, θ) on ρ és la coordenada radial que comprèn els valors entre 0 i 1 i θ és la component azimutal que va de 0 a 2π .

Cada polinomi està format per tres elements: un factor de normalització, una component polinòmica radial-depenent i una component sinusoidal azimutal-depenent. S'utilitza una doble indexació on n descriu l'ordre del polinomi radial i m la freqüència azimutal de la component sinusoidal.

Per tant, l'aberració de front d'ona descrita pels polinomis de Zernike és (Eq.13 a Eq.18):

$$W(\rho, \theta) = \sum_n^k \sum_{m=-n}^n c_n^m Z_n^m(\rho, \theta) \quad \text{Eq.13}$$

c_n^m són els coeficients de Zernike

$Z_n^m(\rho, \theta)$ són els modes Zernike

$$Z_n^m(\rho, \theta) = N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \cos(m\theta) \text{ per a } m \geq 0, 0 \leq \rho \leq 1, 0 \leq \theta \leq 2\pi \quad \text{Eq.14}$$

$$Z_n^m(\rho, \theta) = -N_n^m R_n^{|m|}(\rho) \sin(m\theta) \text{ per a } m < 0, 0 \leq \rho \leq 1, 0 \leq \theta \leq 2\pi \quad \text{Eq.15}$$

$$\text{Donat un valor } n \text{ (enter positiu o zero)} \rightarrow m = -n, -n + 2, -n + 4, \dots, n \quad \text{Eq.16}$$

Factors de normalització $\rightarrow N_n^m$

Polinomis radial $\rightarrow R_n^{|m|}(\rho)$

δ_{m0} és la funció delta Kronecker

$$N_n^m = \sqrt{\frac{2(n+1)}{1+\delta_{m0}}} \quad \delta_{m0} = 1 \text{ per a } m = 0, \quad \delta_{m0} = 0 \text{ per a } m \neq 0 \quad \text{Eq.17}$$

$$R_n^{|m|}(\rho) = \sum_{s=0}^{\frac{n-|m|}{2}} \frac{(-1)^s (n-s)!}{s! [0.5(n+|m|)-s]! [0.5(n-|m|)-s]!} \rho^{n-2s} \quad \text{Eq.18}$$

Com més polinomis (modes, Z_n^m) obtinguem, més termes caracteritzaran la funció aberració de front d'ona ja que l'aberració total s'expressa com a combinació lineal dels polinomis.

Molts instruments utilitzen el valor RMS de l'aberració de front d'ona (de l'anglès, *Root Mean Square*) com a mesura de la qualitat d'imatge ja que dona una estimació global de la desviació del front d'ona a la pupil·la respecte a l'esfera de referència. Per a valors propers a zero aquesta desviació és més petita. Es defineix de la següent manera (Eq.19):

$$RMS_{Error} = \sqrt{\frac{\iint_{pupil \cdot la} [W(x, y)]^2 dx dy}{A}} \quad \text{Eq.19}$$

$W(x, y)$ és la funció aberració d'ona

A és l'àrea de la pupil·la

Alternativament, si la funció d'aberració del front d'ona s'expressa en termes de coeficients de Zernike normalitzats, l'equació anterior queda (Eq.20):

$$RMS_{Error} = \sqrt{\sum_{n>1, \text{ totes } m} (c_n^m)^2} \quad \text{Eq.20}$$

c_n^m són els coeficients de Zernike

En aquest cas, cadascun d'aquests coeficients al quadrat representa la contribució de la funció polinòmica concreta a la variabilitat total de l'aberració del front d'ona (11). En conseqüència, un pot identificar ràpidament observant els valors dels coeficients de l'expansió de polinomis quin és el mode que més afecta la RMS de l'aberració del front d'ona total (12).

Cal notar la introducció d'un tercer índex. Normalment va associat a la lletra "j". La relació entre j, n (ordre) i m (freqüència) es pot definir de la següent manera (Eq.21):

$$j = \frac{n(n+2) + m}{2} \quad \text{Eq.21}$$

Per aquest índex les aberracions de baix ordre estan representades per j=0, 1 i 2. Per a j=0 hi ha el pistó que és una constant de valor unitat, no afecta a la imatge. Per a j=1 tenim els polinomis que representen els efectes d'inclinació. Es considera que tampoc afecten a la qualitat de la imatge (almenys per a llum monocromàtica). Finalment, per a j=2 tenim les ja conegudes aberracions degudes als errors refractius (astigmatisme, hipermetropia i miopia).

Per últim, a partir de j≥3 trobem els termes que descriuen les aberracions d'alt ordre com el coma, aberració esfèrica, astigmatisme secundari, etc. (Taula 1).

MODE	ORDRE	FREQÜÈNCIA	POLINOMIS	SIGNIFICAT
j	n	m	$Z_n^m(\rho, \theta)$	
0	0	0	1	Terme constant o pistó
1	1	-1	$2\rho\sin(\theta)$	Inclinació en direcció y
2	1	1	$2\rho\cos(\theta)$	Inclinació en direcció x
3	2	-2	$\sqrt{6}\rho^2\sin(2\theta)$	Astigmatisme eix $\pm 45^\circ$
4	2	0	$\sqrt{3}(2\rho^2 - 1)$	Curvatura de camp, desenfocament
5	2	2	$\sqrt{6}\rho^2\cos(2\theta)$	Astigmatisme eix a $0^\circ/90^\circ$
6	3	-3	$\sqrt{8}\rho^2\sin(3\theta)$	
7	3	-1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\sin(\theta)$	Coma eix y
8	3	1	$\sqrt{8}(3\rho^3 - 2\rho)\cos(\theta)$	Coma eix x
9	3	3	$\sqrt{8}\rho^3\cos(3\theta)$	
10	4	-4	$\sqrt{10}\rho^4\sin(4\theta)$	
11	4	-2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\sin(2\theta)$	Astigmatisme secundari
12	4	0	$\sqrt{5}(6\rho^4 - 6\rho^2 + 1)$	Aberració esfèrica
13	4	2	$\sqrt{10}(4\rho^4 - 3\rho^2)\cos(2\theta)$	
14	4	4	$\sqrt{10}\rho^4\cos(4\theta)$	Astigmatisme secundari
15	5	-5	$\sqrt{12}\rho^5\sin(5\theta)$	

16	5	-3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3)\sin(3\theta)$	
17	5	-1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho)\sin(\theta)$	Coma secundari
18	5	1	$\sqrt{12}(10\rho^5 - 12\rho^3 + 3\rho)\cos(\theta)$	Coma secundari
19	5	3	$\sqrt{12}(5\rho^5 - 4\rho^3)\cos(3\theta)$	
20	5	5	$\sqrt{12}\rho^5\cos(5\theta)$	

Taula 1. Llistat de polinomis de Zernike fins ordre 5.

3.4 Difusió intraocular

Un altre factor que afecta a la qualitat de la imatge retinal és la difusió intraocular que la podríem definir com el camí aleatori que pren la llum dins l'ull degut a la interacció d'aquesta amb les partícules dels medis oculars. Aquesta interacció es dona a causa de la heterogeneïtat dels diferents medis de l'ull i/o a les variacions locals de l'índex de refracció (1). En quant a la qualitat d'imatge, es perd contrast principalment (9), el que es manifesta per exemple amb una major sensibilitat a l'enlluernament. La difusió intraocular incrementa amb l'edat i això fa per exemple que persones d'edat avançada siguin més sensibles a l'enlluernament que les persones joves. Quan el cristal·lí s'opacifica i apareix la cataracta, la difusió intraocular és el factor que degrada més la qualitat de la imatge retinal.

Habitualment a la pràctica clínica la difusió intraocular s'avalua de forma subjectiva per part de l'oftalmòleg quan hi ha cataractes, tot i que recentment s'ha desenvolupat un mètode (13,14) que permet la seva quantificació de manera objectiva. La difusió intraocular es coneix també amb la paraula anglesa *Scattering*.

3.5 Mètodes per avaluar la qualitat òptica de la imatge retinal

Per avaluar la qualitat òptica de la imatge retinal de forma objectiva existeixen bàsicament dues tècniques: les aberromètriques i la tècnica de doble pas.

Les primeres permeten obtenir la funció aberració de front d'ona, a partir de la qual es pot obtenir la Funció Extensió d'un Punt (PSF, de l'anglès *Point Spread Function*) i a partir d'aquesta la Funció de Transferència de Modulació (MTF, de l'anglès *Modulation Transfer Function*). Algunes mètriques utilitzades sovint en la mesura de les aberracions són la RMS o bé els coeficients de Zernike, comentats anteriorment.

La PSF és la distribució d'intensitats de la imatge d'una font puntual després del seu pas per un sistema òptic. És molt útil per avaluar qualitativament la qualitat de la imatge retinal. La MTF és el mòdul de la transformada de Fourier de la PSF. És la funció utilitzada habitualment per avaluar quantitativament la qualitat d'un sistema òptic. Ens proporciona la pèrdua de contrast d'una imatge en funció de la freqüència espacial al passar per l'òptica del sistema, que en el nostre cas serà l'ull.

La tècnica de doble-pas està basada en el registre de la llum reflectida a la retina corresponent a la imatge d'una font puntual a la retina. La imatge registrada es denomina imatge de doble pas i està relacionada amb la PSF de l'ull. A partir d'aquesta es pot calcular la MTF. La principal diferència entre la tècnica de doble pas i les aberromètriques és que la imatge de doble pas conté informació de les aberracions

i la difusió intraocular, mentre que a partir de la funció aberració del front d'ona no es pot tenir informació de la difusió (15).

A continuació anem a descriure amb més detall aquestes tècniques. Les que permeten obtenir la funció aberració de front d'ona són la tècnica de Hartmann-Shack i la del traçat de rajos.

3.5.1 Tècnica Hartmann-Shack

Aquesta tècnica té els seus orígens teòrics fa més de 400 anys en el dispositiu Disc de Scheiner de l'astrònom Christopher Scheiner (16). Aquest dispositiu consistia en una pantalla amb dos forats que va servir per demostrar com l'òptica de l'ull és imperfecte, un punt objecte de llum formava dues imatges a la retina al travessar aquesta pantalla.

Més tard, en el segle XX, Smirnov va utilitzar aquest dispositiu per desenvolupar un aberròmetre subjectiu. En aquest mateix segle J.Hartmann va utilitzar el mateix principi de Scheiner i va substituir la pantalla de dos forats per una de múltiples forats. El test Hartmann era una prova que mesurava el pendent d'un front d'ona a la sortida d'un sistema òptic utilitzant una pantalla amb forats per on travessava la llum. Aquest test va anar evolucionant fins que el 1971 Platt i Shack van desenvolupar una pantalla de microlents (anomenat també matriu de microlents) que substituïa la de forats inicial. D'aquí prové la tècnica que coneixem com a Hartmann-Shack. Àmpliament utilitzada en òptica adaptativa aplicada a l'astronomia i en òptica visual (17,18).

Aquesta tècnica permet reconstruir la funció aberració de front d'ona a partir de les variacions de pendent local d'un front d'ona aberrat respecte un front d'ona de referència, mesurant el desplaçament (x,y) de cadascuna de les imatges donades per cada microlent (Fig. 6).

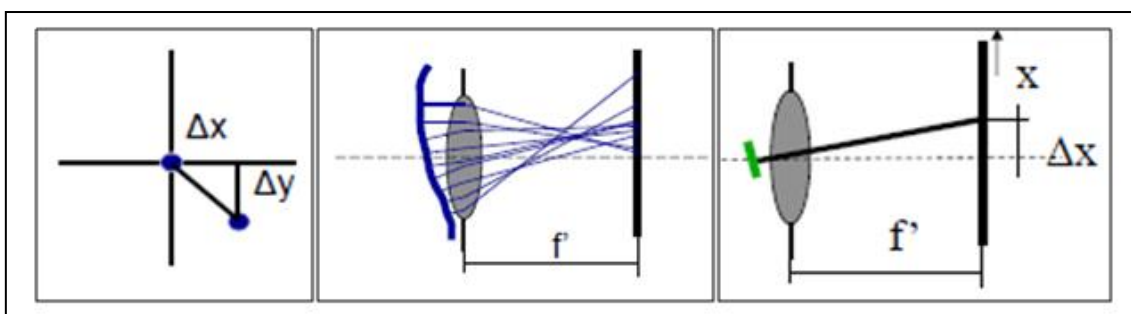


Fig. 6. Esquema dels desplaçaments focals. Principi de mesura de Hartmann-Shack.

Es parteix de la projecció sobre l'ull d'un feix de llum provinent d'una font puntual. Aquest feix travessa el sistema òptic ocular fins arribar a la retina on es reflecteix, surt de l'ull i es capta per un sensor que està enfocat a la pupil·la de l'ull. Just abans de ser captat pel sensor, el feix de llum travessa la matriu de microlents que divideix el feix en una matriu de punts focals imatge (Fig. 7).

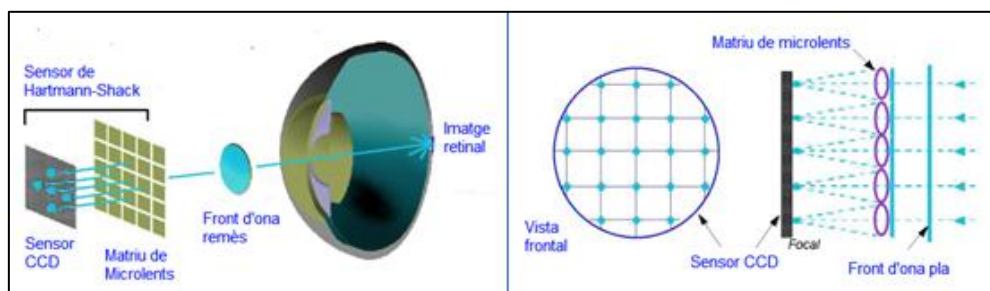


Fig. 7. H-S quan el feix de llum s'ha reflectit a la retina i es capta pel sensor al travessar la matriu de lents (esquerra) i imatge obtinguda pel sensor en el cas d'un front d'ona pla (dreta). Font: (16) modificada.

Els components bàsics d'un sistema de Hartmann-Shack (Fig. 8) són una font làser col·limada, un diafragma que actua com a pupila d'entrada (PE), un *beam splitter* o pel·lícula divisòria de feix (BS), una matriu de microlents (MM) i una càmera CCD.

La Fig. 9 mostra com és la imatge obtinguda a través d'un sensor de Hartmann-Shack per un sistema sense aberracions i per un sistema real amb aberracions.

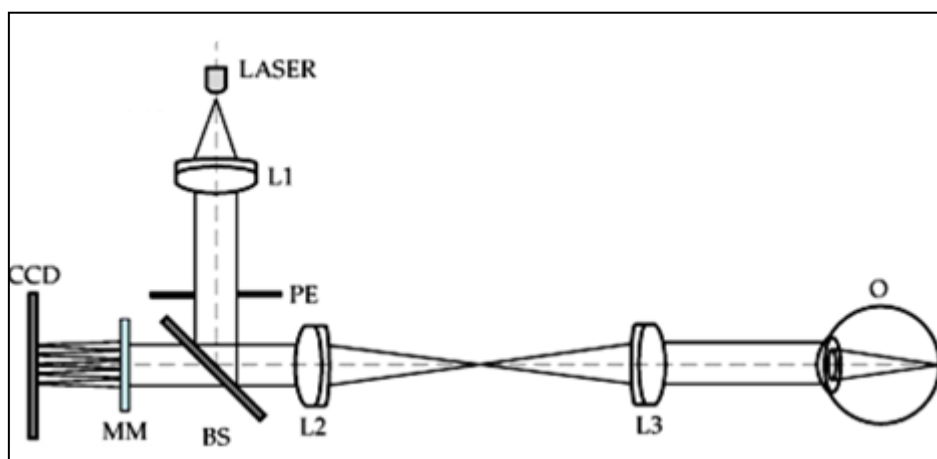


Fig. 8. Esquema bàsic d'un muntatge de Hartmann-Shack. Font: (6).

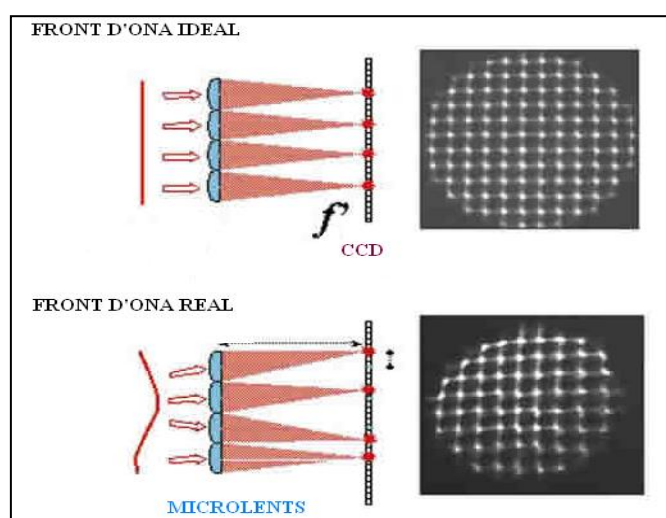


Fig. 9. Imatges obtingudes per un sensor de Hartmann-Shack per a un front d'ona ideal i per a un front d'ona real (aberrat). Font: (6).

Aquesta tècnica ha demostrat ser molt útil per a mesurar les aberracions de l'ull humà i pot ser utilitzada habitualment en clínica ja que existeixen diferents instruments comercials basats en la mateixa. Els principals inconvenients que podem assenyalar són que fa una reconstrucció del front d'ona de manera aproximada, que no té en compte la difusió intraocular, que la seva precisió pot estar limitada per la mida de les microlents i que en cas d'un front d'ona molt distorsionat els punts imatge es desplacen tant que poden superposar-se o creuar-se introduint un error molt important en la reconstrucció del front d'ona (efecte conegut com a *cross-talking*).

Com s'ha indicat abans a partir de la funció aberració de front d'ona es pot estimar la PSF i la MTF. En la Fig. 10 es fa una representació gràfica de la seqüència d'aquests càlculs. Els dos aparells que s'utilitzen en aquest treball incorporen aquesta tècnica per mesurar les aberracions.

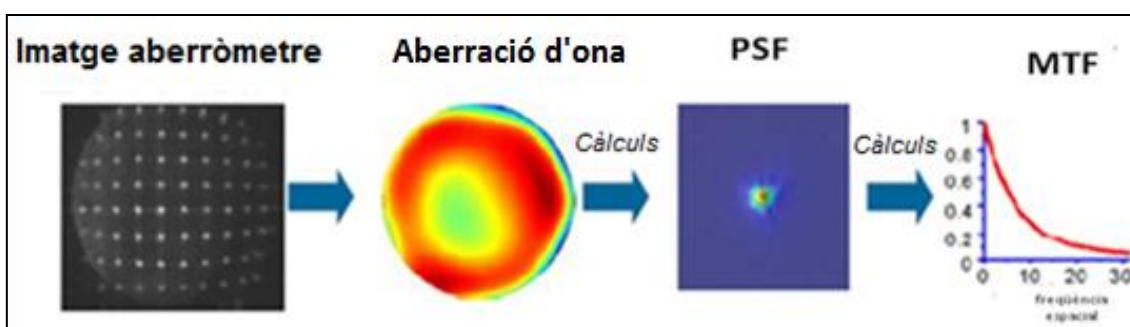


Fig. 10. Seqüència d'obtenció d'informació a partir de la imatge d'un aberròmetre Hartmann-Shack.

3.5.2 Tècnica de traçat de rajos

Aquesta tècnica és semblant a la de Hartmann-Shack però raig a raig. És per tant un sensor de front d'ona que serveix per a mesurar les aberracions de l'ull mitjançant el càlcul del pendent del front d'ona local trobat amb el desplaçament focal produït per cada raig. En aquest cas no existeix l'ambigüïtat de mesura en fronts d'ona molt distorsionats ja que la funció aberració de front d'ona es reconstrueix a partir de l'avaluació punt a punt. Això mostra d'entrada un inconvenient com és el temps de mesura que és més elevat, tot i que amb la tecnologia actual s'ha millorat molt. A l'igual que l'anterior no proporciona informació sobre la difusió intraocular. A la Fig. 11 es pot veure un esquema bàsic del muntatge, el elements principals del qual són una font puntual de llum làser, un *beam splitter* o pel·lícula divisòria de feix (BS), un mirall (E) que permet escanejar els diferents punts de la pupila i una càmera CCD per registrar les imatges obtingudes.

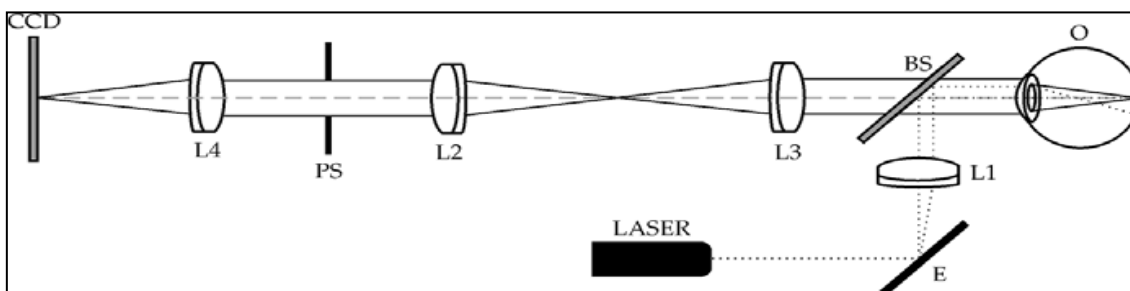


Fig. 11. Esquema bàsic del muntatge de la tècnica de traçat de rajos làser. Font: (6).

3.5.3 Tècnica del doble pas

En aquesta tècnica un feix de llum col·limat provinent d'una font puntual travessa el sistema òptic de l'ull fins arribar a la retina, degut a que en la retina es produeix una reflexió, el feix és remès de l'ull fins arribar a una càmera CCD que enregistra la imatge resultant, denominada imatge de doble pas (Fig. 12). La tècnica del doble pas substitueix la matriu de microlents del muntatge de Hartmann-Shack per una única lent que focalitza el feix de llum en el sensor CCD, que en aquest cas està enfocat a la retina. En el sistema de doble pas és necessari també un diafragma que faci de pupil·la de sortida (PS) i un sistema de Badal (L_2 , L_3) que permet corregir la refracció esfèrica del pacient.

Es fa un registre de la imatge completa reflectida per la retina després d'haver travessat dues vegades els medis oculars (d'aquí prové el terme de doble pas). Aquesta imatge de doble pas està relacionada amb la PSF de l'ull i a partir de ella es pot obtenir la MTF com s'indica gràficament en la (Fig. 13).

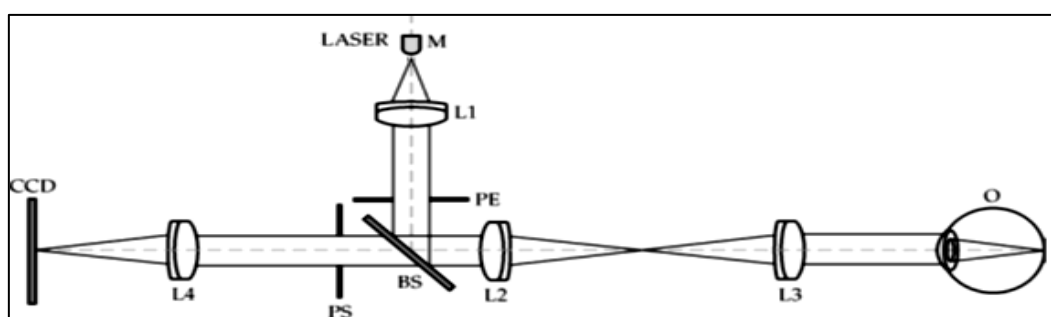


Fig. 12. Esquema bàsic d'una muntatge de doble pas. Font: (6).

Com ja s'ha indicat anteriorment aquesta tècnica conté informació de les aberracions i de la difusió intraocular (15).

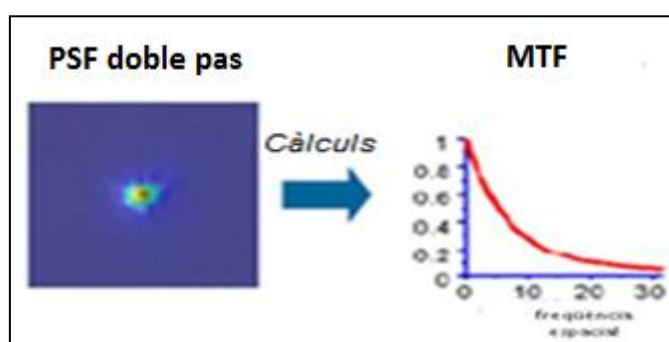


Fig. 13. Seqüència d'obtenció d'informació en el doble pas.

3.6 Òptica adaptativa

L'òptica adaptativa i la seva aplicació a la visió és un camp de gran interès en l'actualitat. Un dels instruments utilitzats en aquest treball incorpora elements d'òptica adaptativa, tot i que no han estat utilitzats en el seu desenvolupament.

Una simple definició d'òptica adaptativa podria ser la tècnica òptica que permet la mesura i correcció de les aberracions òptiques per tal d'obtenir imatges de millor qualitat. Aquesta tècnica té els seus orígens en el camp de l'astronomia. Horace Babcock va proposar a mitjans del s.XX la idea d'introduir un element òptic capaç de corregir les aberracions produïdes per l'atmosfera turbulent i que permetessin obtenir una millor qualitat d'imatge de les estrelles (19). No va ser fins aproximadament 30 anys més tard que hi havia la tecnologia suficient per aplicar aquesta idea. Avui en dia tots els telescopis professionals incorporen elements d'òptica adaptativa.

A la dècada dels noranta es comença a utilitzar aquesta tècnica en el camp de la visió humana. Un dels principals impediments per l'ús d'elements d'òptica adaptativa és l'elevat cost dels seus components (entre 7000\$ i 100000\$ aproximadament, dades del 2006).

Els primers sistemes d'òptica adaptativa aplicats a la visió humana es van crear paral·lelament a la Universitat de Rochester i a la Universitat de Murcia (20) al voltant de l'any 2000. Aquests sistemes permetien en temps real corregir les aberracions de l'ull o induir-ne unes determinades, així com obtenir imatges de millor qualitat òptica de la retina. En seguida van poder observar que la correcció de les aberracions no aporta a tothom supervisió, a més, van demostrar que hi ha presents mecanismes neurals que ens adapten a l'esborronament produït per les nostres aberracions (21,22). És a dir, aquesta tècnica a part de permetre'ns obtenir imatges de millor qualitat òptica de la retina *in vivo* ens permet estudiar els mecanismes neurals inherents al processat d'imatge.

Els components principals d'un sistema d'òptica adaptativa (Fig. 14) són el sensor de front d'ona (habitualment un Hartmann-Shack) i el generador de front d'ona.

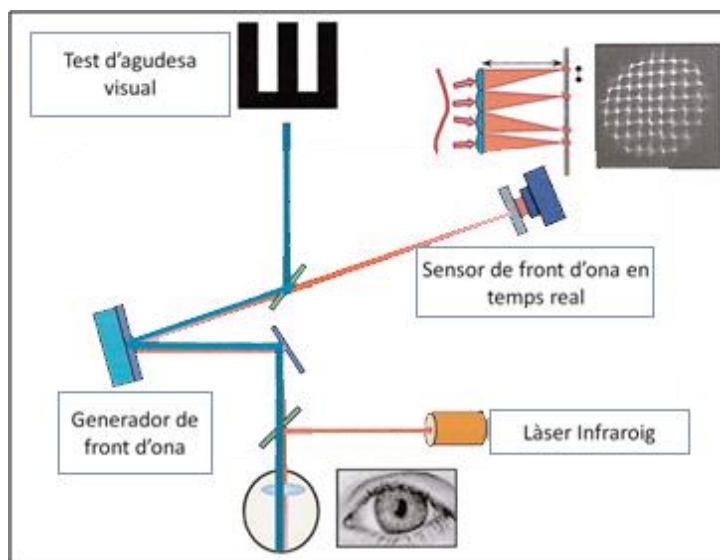


Fig. 14. Esquema bàsic d'un sistema d'òptica adaptativa aplicat a la visió humana. Font: (22) modificada.

Els generadors de front d'ona corregeixen les aberracions del front d'ona entrant o n'indueixen de noves. Es situen en el pla conjugat de la pupil·la de l'ull.

Els generadors de front d'ona alteren la fase d'un front d'ona de dues maneres diferents: canviant el camí que recorre el front d'ona o canviant l'índex de refracció del medi pel qual el front d'ona passa. La majoria de generadors estan basats en miralls (canvien el camí mantenint l'índex constant) o en cristalls líquids (canvien l'índex mantenint el camí constant) (23).

3.7 Repetibilitat

La repetibilitat és un concepte que el trobem definit a la norma UNE 82009-1 (*"Exactitud (veracidad y precisión) de resultados y métodos de medición. Parte 1: Principios generales y definiciones"*) (24). Aquesta norma espanyola data del 28 de Setembre de 1998 i ha estat elaborada pel comitè tècnic AEN/CTN 82 Metrologia i Calibratge. És vigent i la seva norma internacional equivalent és la ISO 5725-1:1994.

Per definir la repetibilitat, prèviament és necessari definir altres conceptes:

L'exactitud es pot resumir com la suma dels conceptes veracitat i precisió (Fig. 15). És el grau de concordança entre el resultat d'un assaig i el valor acceptat com a referència. Aplicat a un conjunt de resultats, és un terme que implica la combinació de components aleatoris (precisió) i una component d'error sistemàtic o biaix (veracitat).

La veracitat és el grau de concordança existent entre el valor mig obtingut d'una gran sèrie de resultats i un valor acceptat com a referència. La mesura de la veracitat s'expressa normalment en termes de biaix.

La precisió és el grau de coincidència entre els resultats independents d'un assaig obtinguts en condicions estipulades. Depèn únicament de la distribució d'errors aleatoris i no està relacionada amb el valor verdader o especificat. S'expressa generalment en termes de desviació típica dels resultats. A major desviació menor precisió. Hi ha dos tipus de precisió: la repetibilitat i la reproductibilitat.

La repetibilitat mesura la precisió en la que s'obtenen resultats independents, amb el mateix mètode, sobre idèntiques mostres, en el mateix laboratori, pel mateix operador, utilitzant els mateixos equips de medició i durant un curt interval de temps. En la mesura de reproductibilitat, el laboratori, l'operador i els equips de medició són diferents. El primer concepte caracteritza la menor variació i el segon la màxima variació del resultats.

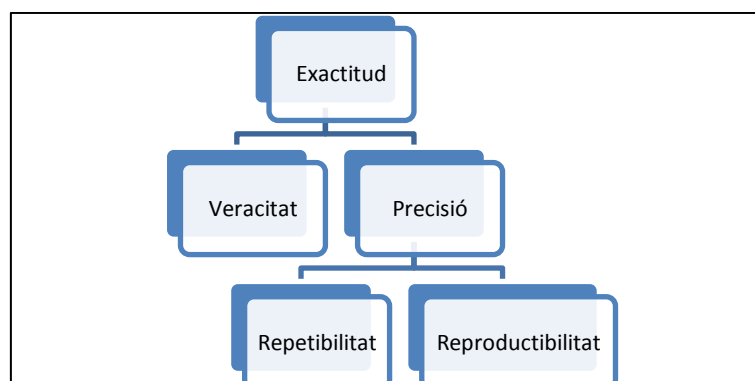


Fig. 15. Seqüència jeràrquica de conceptes

Fins l'actualitat s'han trobat els articles que s'exposen a continuació on es relaciona d'alguna forma la repetibilitat, les aberracions oculars i/o la comparació entre diferents aberròmetres.

- Títol: Avaluació de la comparabilitat i repetibilitat de quatre aberròmetres (25).

S'estudien 44 ulls sans utilitzant 4 aberròmetres: dos basats en Hartmann-Shack, un en traçat de rajos i un en retinoscopia automàtica. Es realitzen 6 imatges per ull i s'exporten les aberracions a pupil·les de 5 mm de diàmetre. Els autors conclouen que les aberracions oculars totals i corneals no són comparables si es mesuren amb diferents aberròmetres. D'altra banda, els aberròmetres de Hartmann-Shack mostren una major repetibilitat per a les aberracions oculars totals i el basat en traçat de rajos per a les aberracions corneals.

- Títol: Repetibilitat de mesures d'aberracions oculars i corneals i canvis en una setmana (26).

En aquest estudi avaluen els canvis produïts en les aberracions oculars i corneals en una setmana. Utilitzen un aberròmetre de Hartmann-Shack per a les aberracions oculars i un instrument que utilitza les fotografies de Scheimpflug (Oculus Pentacam) per a les aberracions corneals. Estudien un únic ull a 23 persones normals. Fan un anàlisi dels resultats segons Bland i Altman. No troben diferències significants en les mesures.

- Títol: Comparació de les aberracions òptiques internes i totals entre dos aberròmetres: iTrace i OPD scan (27).

Comparen un aberròmetre que utilitza el traçat de rajos (iTrace) amb un que utilitza una retinoscopia automàtica (OPD scan). Estudien 54 ulls sans amb pupil·les de 4 mm i 6 mm. L'anàlisi de dades el fan amb la prova t-aparellada. Els resultats mostren més diferències per a pupil·les de 4 mm que per a 6 mm.

- Títol: Comparació clínica de 6 aberròmetres, part 1: especificacions tècniques (28).

Comparen a nivell tècnic 6 aberròmetres d'ús clínic que utilitzen diferents principis de mesura: un amb traçat de rajos, un basat en retinoscopia automàtica, un basat en Tscherning i 3 basats en Hartmann-Shack. És important destacar que un dels aberròmetres basats en Hartmann-Shack incorpora un mirall deformable d'òptica adaptativa. Les conclusions de l'article són que tots els aparells incorporen com a mínim la meitat dels següents paràmetres: alineació, correcció de la longitud d'ona de la font, dades promig, mesures de comprovació de qualitat i inhibició de l'acomodació.

- Títol: Comparació clínica de 6 aberròmetres, part 2: comparació estadística en un grup de prova (29).

Comparen 6 aberròmetres (un amb traçat de rajos, un basat en retinoscopia automàtica, un basat en Tscherning i 3 basats en Hartmann-Shack) amb 44

mesures d'ulls sans. L'anàlisi de dades el fan amb la prova d'anàlisi de la variància (ANOVA) i les proves t-aparellades. A nivell general tots ells mostren resultats semblants però varien en alguns detalls.

- Títol: Avaluació de les mesures de l'error refractiu amb l'aberròmetre Wavescan Wavefront i el Tracey Wavefront (30).

Compara un aberròmetre que utilitza Hartmann-Shack (Wavescan Wavefront) i un que utilitza el traçat de rajos (Tracey Wavefront) fent mesures en ulls normals i ulls operats de cirurgia refractiva corneal. Els resultats suggereixen que el Tracey Wavefront és més robust en l'habilitat alhora d'obtenir mesures en ulls normals i postoperats.

- Títol: Aberracions i qualitat d'imatge retinal de l'ull humà normal (31).

Mesuren la repetibilitat i exactitud amb un sensor de Hartmann-Shack i comparen la MTF obtinguda amb aquest sensor i la obtinguda amb la tècnica de doble pas i la tècnica interferomètrica. Conclouen que el sensor H-S obté mesures prou repetibles i exactes en comparació amb les altres dues tècniques, també afirmen que les aberracions més grans que les de quart ordre no degraden pràcticament la imatge retinal quan la pupil·la és petita (3 mm). Per últim, tot i que les aberracions varien d'un subjecte a un altre, observen l'existència de correlació entre les aberracions de l'ull dret i esquerre de cada subjecte.

- Títol: Validació d'un aberròmetre clínic Hartmann-Shack (32).

L'objectiu és validar l'exactitud, la tolerància a l'alineament i la repetibilitat utilitzant ulls artificials i humans. Conclouen que l'aparell obté mesures prou exactes i repetibles en ulls artificials dins del rang per al qual s'ha dissenyat. Tot i que observen algunes petites fluctuacions del instrument També afirmen que l'aparell és tolerable amb els desalineaments axials i laterals entre l'ull i el instrument més enllà del rang normal d'ús clínic.

- Títol: Repetibilitat *in vivo* i *in vitro* de l'aberrometria de Hartmann-Shack (33).

Estudien 20 pacients miòpics (alguns amb astigmatisme també) amb pupil·la dilatada amb un aberròmetre d'ús clínic. Sis mesures s'obtenen en cada ull. Es computen els polinomis de Zernike per a una pupil·la de 7 mm de diàmetre. Els resultats mostren que la repetibilitat no és satisfactòria especialment per a quantitats petites d'aberracions.

- Títol: Repetibilitat del front d'ona ocular (34).

Estudien la repetibilitat de les mesures obtingudes amb un sensor Hartmann-Shack en 9 ulls. Per cada mesura es recullen 20 imatges. Es realitzen 3 mesures per ull. Entre la primera i la segona mesura alineen la pupil·la i el instrument. Entre la segona i la tercera no. El resultats mostren diferències significatives entre les tres mesures per a molts modes de l'expansió de Zernike de cada ull. Les RMS dels fronts d'ona error obtingudes quan s'alinea la pupil·la amb el instrument són

significativament millors (més baixes) respecte la tercera mesura de cada ull en que no hi ha alineament.

- Títol: Comparació entre el traçat de rajos, l'autorefractòmetre espacialment resolt i el sensor Hartmann-Shack per mesurar el front d'ona ocular aberrat (35).

Comparació qualitativa de les tres tècniques de mesura de les aberracions òptiques en dues persones i repetibilitat de cadascun dels instruments. Conclouen que els tres aparells obtenen valors dels coeficients de Zernike bastant semblants, no obstant el fet que els tres funcionin de forma diferent genera avantatges i inconvenients en cadascun d'ells que s'han de valorar segons la finalitat concreta que es necessiti.

- Títol: Prova-reprova de la fiabilitat de les mesures clíniques de Hartmann-Shack (36).

Es realitzen 5 mesures seguides (sense realinear) durant 5 vegades (relineant) en un mateix dia durant 5 dies consecutius en intervals mensuals durant 5 mesos. S'estudien 4 ulls normals. Els resultats mostren una variabilitat en augment amb el pas del temps.

- Títol: Repetibilitat intrasubjecte de les aberracions internes obtingudes amb un nou aberròmetre integrat (37).

Es realitzen 3 mesures consecutives amb el instrument KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan). S'estudien 26 ulls sans (participants) i es computen les mesures en pupil·les de 4 i 6 mm. Es conclou que aquest instrument dóna valors repetitius. Un dels coeficients utilitzats per a l'anàlisi de repetibilitat és el ICC (de l'anglès, *Intraclass Correlation Coeficient*).

- Títol: Precisió de la mesura de les aberracions d'alt ordre amb un nou topògraf de discs de Plàcido i un sensor de front d'ona de Hartmann-Shack (38).

S'analitza la repetibilitat intrasessió i intersessió del instrument KR-1W (Topcon Corp., Tokyo, Japan). Per l'anàlisi intersessió es mesuren 50 ulls sans (pacients) en dues sessions, per l'anàlisi intrasessió es realitzen 9 mesures consecutives de 75 ulls sans (pacients). Tots els resultats es computen per a pupil·les de 6 mm. L'anàlisi de repetibilitat es fa mitjançant el ICC i el Coeficient de Repetibilitat (COR). Els resultats conclouen una bona repetibilitat del instrument tant intrasessió com intersessió.

4 INSTRUMENTACIÓ

En aquest apartat es descriu i s'explica el funcionament dels dos aparells utilitzats en el treball: Adaptive Optics Vision Analyzer (AOVA) i l'aberròmetre KR-1W.

4.1 Adaptive Optics Vision Analyzer (AOVA)

Aquest instrument s'ha desenvolupat per l'empresa Voptica, S.L. (Múrcia, Espanya), sorgint de la recerca del Laboratori d'Òptica de la Universitat de Múrcia. És un aparell que mesura les aberracions de l'ull humà en temps real. i pot també corregir-les o induir-les. Per tant, permet testejar l'òptica de l'ull humà de forma no invasiva. És monocular i consta de dues parts diferenciades. La mesura de les aberracions amb la tècnica de Hartmann-Shack i la simulació d'aberracions mitjançant un modulador espacial de llum.

Externament, l'aparell és molt semblant als utilitzats en el món clínic oftàlmic (Fig. 16). Consta d'una caixa on conté tots els elements òptics amb una mentonera on el pacient ha de recolzar la barbeta i el front. La caixa té tres graus de llibertat respecte la mentonera, que és fixa a la taula on es col·loca el instrument. D'entrada la caixa es pot desplaçar lateralment per tal de mesurar l'ull esquerra o dret del pacient. També es pot desplaçar endavant i endarrere per enfocar l'instrument, i finalment, es pot desplaçar verticalment per ajudar a centrar la pupila. Aquests tres graus de llibertat es controlen amb un "joystick" (palanca de comandament) per part de l'operador. Altrament, la taula on es recolza el instrument permet pujar i baixar l'alçada de tot el conjunt per millorar el confort del pacient.

Adjunt al instrument es connecta un ordinador que serveix per realitzar i gestionar totes les mesures del pacient.



Fig. 16. Imatges del instrument AOVA. Esquerra vista lateral-posterior i dreta vista lateral-anterior.

L'ordinador incorpora un software desenvolupat per la mateixa empresa que té bàsicament tres parts. La d'inici on s'introdueixen i es modifiquen les dades de l'estudi, de l'operador i dels pacients (Fig. 17, Fig. 18).

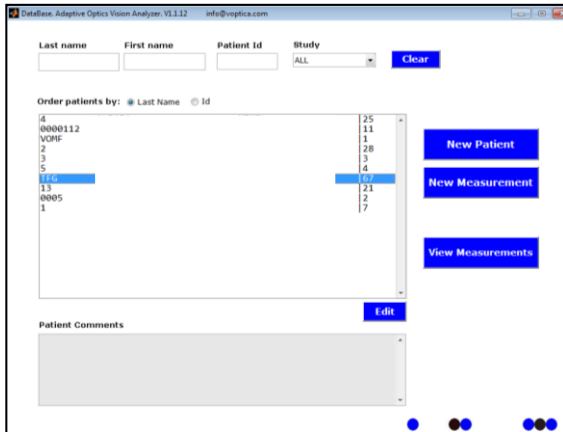


Fig. 17. Primera pantalla d'introducció de dades de l'AOVA.

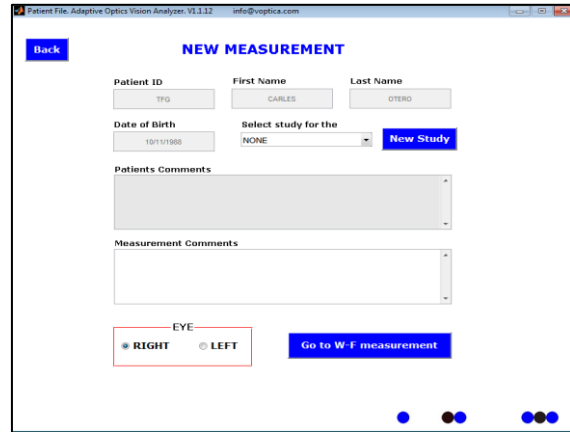


Fig. 18. Segona pantalla d'introducció de dades de l'AOVA.

La segona part del software permet fer la mesura de les aberracions (Fig. 19, Fig. 20), processar les dades i emmagatzemar els resultats .

Per últim, la tercera part l'anomenen “simulador visual” i serveix per a corregir i/o induir determinades aberracions amb el modulador espacial de llum i testejar-les amb pacients, no l'hem emprat ja que no era objectiu d'aquest treball.

En canvi si que hem mesurat les aberracions. Com podem observar en la Fig. 20, l'aparell ens dona informació dels coeficients de Zernike. També ens dibuixa el front d'ona en dues dimensions, ens dona la refracció objectiva calculada, i ens permet modificar el radi pupil·lar en que volem que es basin els coeficients de Zernike així com l'ordre (grau) fins on es vol que es calculin els coeficients de Zernike. Per últim, a la part dreta apareix calculat el coma, l'eix del coma i l'astigmatisme. També la RMS de cada ordre, així com la RMS total (RMS_t) i la RMS d'alt ordre (RMS_h). Les variables que s'emmagatzemaran són els coeficients de Zernike i la refracció objectiva.

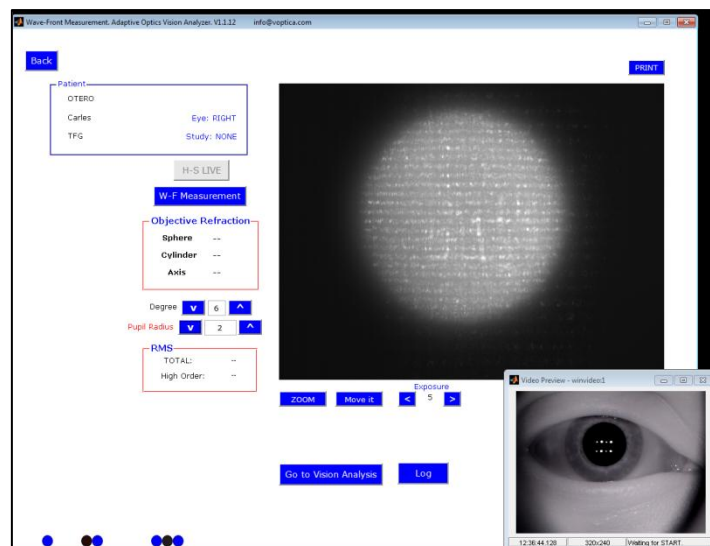


Fig. 19. Tercera pantalla de l'AOVA: mesura de les aberracions mitjançant Hartmann-Shack.

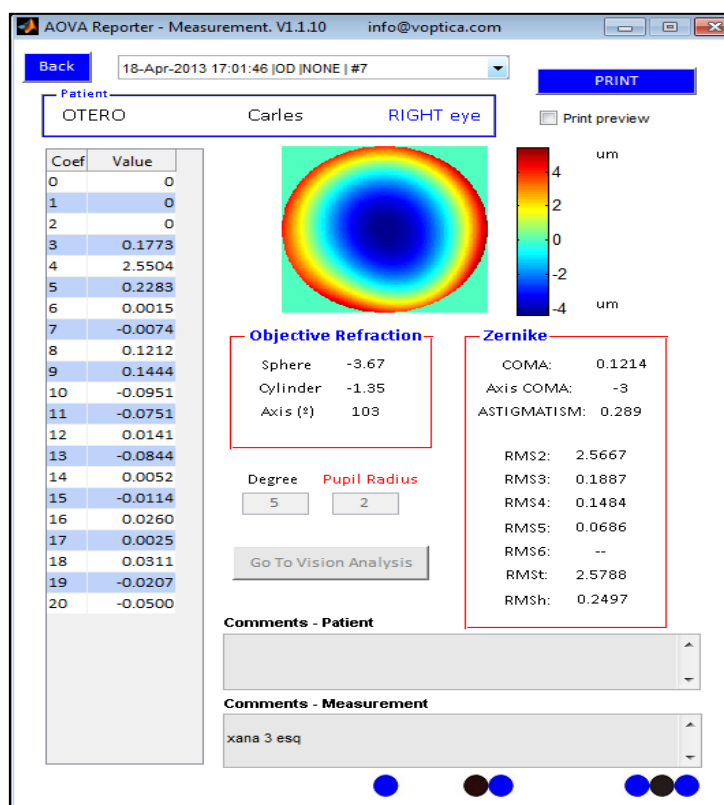


Fig. 20. Resultats d'una mesura de les aberracions amb l'AOVA.

La Taula 2 mostra les especificacions tècniques de l'aberròmetre proporcionades pel fabricant:

ESPECIFICACIONS DE L'ABERRÒMETRE	
ÀREA D'ANÀLISI AL PLA DE LA PUPIL·LA	8.5 x 8.5 mm ²
NÚMERO DE SUBAPERTURES DEL VECTOR DE MICROLENTS	1024 (32 x 32)
RESOLUCIÓ ESPACIAL AL PLA DE LA PUPIL·LA	355 (8.5 mm a pupil·la) o 21 x 21 = 411
LONGITUT D'ONA	808 nm
MÀXIMA ENERGIA DEL LÀSER AL PLA DE LA PUPIL·LA	60 μW/cm ²
RANG ESFÈRIC	(-10) fins a (+15) D
REPRODUCIBILITAT DE LA MESURA DE L'ESFERA (EN ULL ARTIFICIAL)	0.003 D
RANG CILÍNDRIC	± 10 D
REPRODUCIBILITAT DE LA MESURA DEL CILINDRE (EN ULL ARTIFICIAL)	0.003 D
RANG DE L'ORDRE DEL FRONT D'ONA ABERRAT	fins a ordre Zernike 8
COMPATIBILITAT AMB CORRECCIONS ÒPTIQUES	Ulleres, lents de contacte, etc.
REGISTRE FITXERS (EXPORTACIÓ)	Coeficients Zernike - convenció OSA - format text
MOSTRA DELS COEFICIENTS DE LES ABERRACIONS	Zernike - convenció OSA - i coeficients en Dioptries

Taula 2. Especificacions de l'aberròmetre AOVA.

4.2 Analitzador de front d'ona KR-1W

Aquest instrument s'ha desenvolupat per l'empresa multinacional japonesa Topcon Corporation. És un aparell que integra un aberròmetre de Hartmann-Shack i un topògraf de discs de Plàcid. Està dirigit principalment per a l'ús clínic diari de professionals de la visió (Fig. 21).



Fig. 21. Instrument KR-1W en el laboratori del CD6.

Consta d'una caixa i una mentonera. La posició de la caixa es controla mitjançant un "joystick" i té tres graus de llibertat respecte la mentonera que és fixa. L'aparell és de mesura monocular, primer fa la mesura a l'ull dret i després a l'ull esquerra.

El instrument està muntat sobre una taula automatitzada on recolzar el instrument que permet pujar i baixar la seva alçada. També incorpora un ordinador amb software propi des d'on analitzar les dades. El KR-1W es gestionen les mesures des de la pròpia pantalla tàctil de l'aparell, un cop realitzades les mesures es traspassa la informació a l'ordinador, des d'on podem exportar les dades desitjades a un arxiu amb format Excel.

Pel que fa al funcionament del instrument, incorpora bàsicament quatre modalitats de mesura:

- Mode de mesurament REF/KRT: Es mesura tant la refracció com la queratometria, és a dir, s'utilitza tant la funció de topògraf com la d'aberrometria. És el mode utilitzat en el treball, és el que s'utilitza per defecte.
- Mode de mesurament REF: No s'utilitza la funció topògraf.
- Mode de mesurament KRT: No s'utilitza la funció d'aberròmetre.
- Mode de Pupilometria: es realitzen les mesures per a condicions escotòpiques i per a condicions fotòpiques (es realitza canviant la il·luminació del test de fixació). S'utilitza tant la funció de topògraf com la d'aberrometria.

Per a realitzar les mesures el instrument ens oferta tres opcions:

- Mesura Automàtica: l'aparell mesura primer l'ull dret centrant i enfocant l'ull automàticament, l'operador no ha de realitzar cap acció. Un cop a finalitzades

- les mesures de l'ull dret passa automàticament a fer les mesures de l'ull esquerra, centrant i enfocant l'ull automàticament. Una altra vegada l'operador no ha de realitzar cap acció. Per a cada ull es realitzen un número finit de mesures seguides que es pot programar, per aquest treball són tres. Per tant, amb aquesta opció activada l'aparell realitza tres mesures seguides per a l'ull dret i tres per a l'ull esquerra sense que l'operador hagi hagut d'intervenir en cap moment.
- Mesura de rastreig automàtic: l'alineació és automàtica però no la mesura.
- Mesura manual: l'operador centra, enfoca i mesura.

Pel que fa a la il·luminació del test de fixació hi ha quatre nivells d'intensitat. En el mode de Pupil·lometria aquests nivells són el màxim i el mínim per a les condicions fotòpiques i escotòpiques respectivament. En aquest treball s'ha mesurat sempre amb el nivell 1 (mínim nivell d'intensitat), per tal de buscar sempre la pupil·la més gran possible del pacient.

Una vegada realitzades les mesures i traspassades les dades a l'ordinador amb la identificació que l'operador a determinat per a cada pacient, el software propi de l'aparell mostra les dades de cada mesura en 9 diferents pantalles i/o mapes (mapa ocular, mapa corneal, multimapa, mapa de PSF/MTF, etc.). Es permet inclús personalitzar fins a 4 mapes agrupant aquella informació que ens sembli oportuna visualitzar-la conjuntament. Per a cada arxiu que s'ha exportat del instrument a l'ordinador hi ha les tres mesures realitzades per a l'ull dret i tres per a l'ull esquerra (tal i com nosaltres hem definit anteriorment). Aquest software no ens indica els coeficients de Zernike fins a ordre 6 per a un determinat diàmetre pupil·lar (per exemple 4 mm) o la RMS d'alt ordre, aquest conjunt de dades s'obté amb un segon programa que només serveix per exportar les dades que nosaltres desitgem a un arxiu Excel (Fig. 22), determinant amb quin diàmetre pupil·lar les volem i fins a quin ordre de Zernike.

Així doncs per aquest treball la refracció objectiva de cada mesura l'hem obtingut del primer programa (Fig. 23) i els coeficients de Zernike de l'exportació a l'excel.

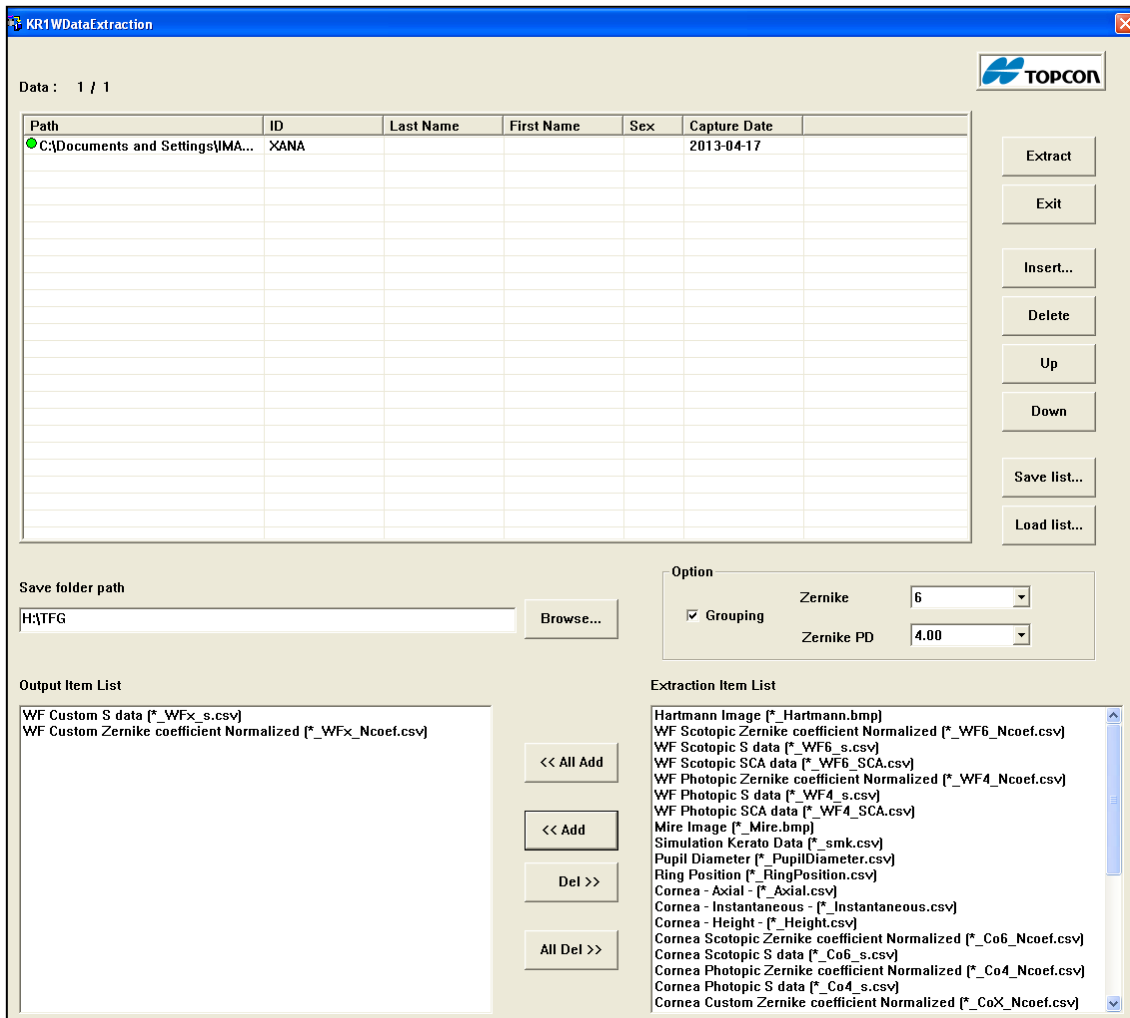


Fig. 22. Visualització del programa d'exportació de dades a l'Excel. Primer amb el botó "Insert" afegim l'arxiu del qual volem extreure informació, després a l'apartat "Option" especificuem l'ordre de Zernike i el diàmetre pupil·lar (Zernike PD). A la part inferior esquerra on posa "Output Item List" apareixen els arxius que volem exportar a Excel. Són arxius que em seleccionat de la llista de la part inferior dreta ("Extraction Item List"). Per últim a "Save folder path" concretem on volem emmagatzemar els dos arxius seleccionats en format Excel i premem a "Extract" per procedir amb l'extracció.

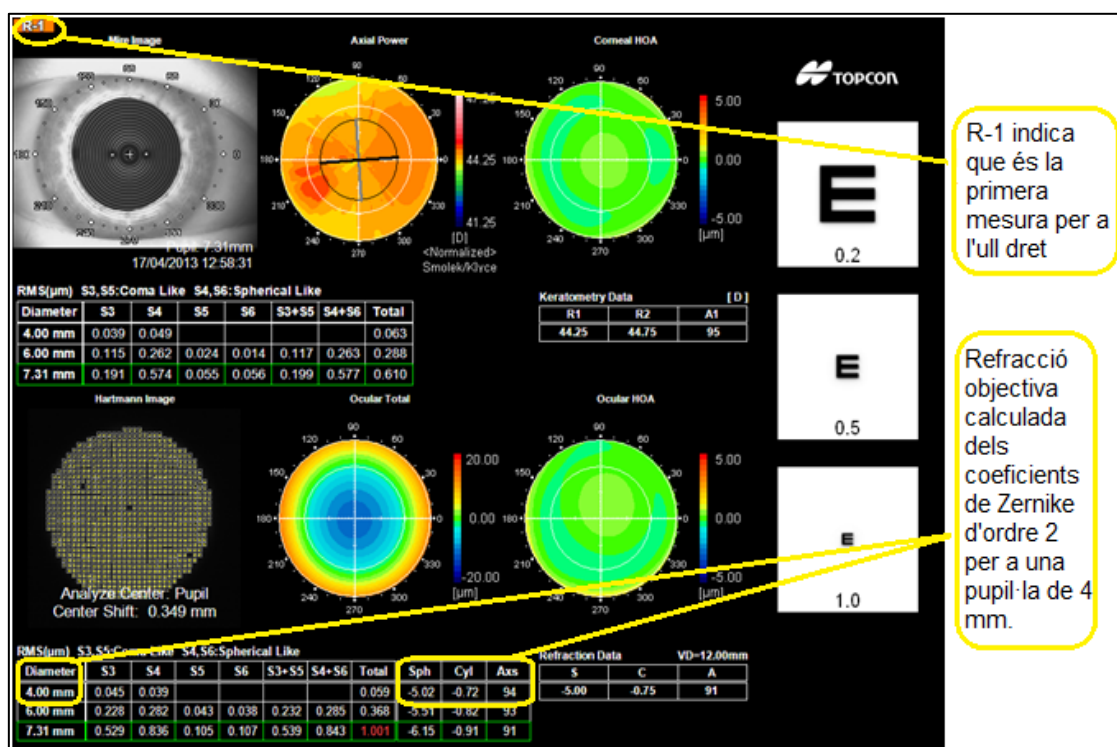


Fig. 23. Informació obtinguda d'una de les pantalles (correspon al multimapa) per al programa de visualització de dades del KR-1W.

La Taula 3 mostra les especificacions tècniques de l'aberròmetre proporcionades pel fabricant:

ESPECIFICACIONS DE L'ABERRÒMETRE	
ÀREA D'ANÀLISI AL PLA DE LA PUPIL·LA	8 mm de diàmetre
DIÀMETRE PUPIL·LAR MÍNIM DE MESURA	2 mm
LONGITUD D'ONA	820 nm a 840 nm
POTÈNCIA DEL LÀSER	1,2 mW o inferior
RANG ESFÈRIC	(-25) fins a (+22) D en passos (0.01D/0.12D/0.25D)
RANG CILÍNDRIC	± 10 en passos (0.01D/0.12D/0.25D)
RANG DE L'ORDRE DEL FRONT D'ONA ABERRAT	fins a ordre Zernike 10
COMPATIBILITAT AMB CORRECCIONS ÒPTIQUES	Ulleres, lents de contacte, etc.
TERMINAL DE CONNEXIÓ EXTERNA	USB (entrada/sortida), RS-232C (sortida), LAN (entrada/sortida)
MOSTRA DELS COEFICIENTS DE LES ABERRACIONS	Zernike - convenció OSA - i coeficients en Dioptries

Taula 3. Especificacions de l'aberròmetre KR-1W.

5 METODOLOGIA

En aquest apartat explicarem el disseny de l'estudi, la selecció de la mostra que em utilitzat per a fer les proves, descriurem les variables que treballarem, el protocol seguit per a la realització de les mesures i, per últim, explicarem l'anàlisi estadístic emprat.

5.1 Disseny de l'estudi

Aquest estudi té com a principal objectiu determinar la repetibilitat (segons la normativa UNE 82009) dels dos aparells en la mesura de les aberracions oculars.

L'estudi ha consistit en realitzar a una mostra de població 9 mesures a cada ull de cada pacient amb cadascun dels aparells. Les 9 mesures s'han dividit en grups de tres obtenint la sessió 1, la sessió 2 i la sessió 3. Entre les sessions hi ha hagut un descans d'uns segons de l'ordre de mig minut.

Totes les mesures s'han pres al mateix laboratori del CD6 (Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes) entre l'Abril i el Maig del 2013. Per cada pacient s'ha mesurat l'ull esquerre i l'ull dret.

5.2 Selecció de la mostra. Criteris d'inclusió i exclusió

Per tal d'estudiar la precisió s'ha considerat oportú recollir dades d'una mostra que fos significativa de la població general. Per tant, el perfil seleccionat per a l'estudi obeeix els criteris següents:

- 30 persones sanes (60 ulls).
- Edat compresa entre els 18 i els 52 anys.
- No presentar cap patologia ocular prèvia.
- No haver estat sotmès a cap intervenció quirúrgica ocular.
- No estar en tractament farmacològic.
- No presentar ambliopia.
- Agudesa visual monocular amb la millor correcció ≥ 0.9
- Ametropia esfèrica dins d'un rang entre -5.00 D i +5.00 D.
- Astigmatisme ≤ 3.00 D.
- En cas d'usuaris de lents de contacte toves haver descansat les 24 hores abans de la presa de mesures i en cas de lents de contacte rígides 3 dies abans de les mesures. En el moment de la presa de mesures els pacient han de venir amb ulleres.

A tots els candidats a l'estudi se'ls hi ha mostrat el mateix qüestionari (adjunt a l'ANNEX I) en que han respòs a preguntes referents al criteri d'inclusió. A més, per tal de que l'estudi complís amb els principis de la Declaració de Helsinki promulgats per l'Assemblea Mèdica Mundial, a tots els candidats se'ls hi ha explicat en que consistiria

l'estudi, quantes proves se'ls hi faria, quant de temps li dedicarien, quines repercussions podrien patir donada la seva participació i se'ls hi ha preguntat finalment si tot els hi havia quedat clar. A tots ells se'ls hi ha donat un escrit (adjunt a l'ANNEX II) en que han firmat el seu consentiment informat referent a aquest estudi.

5.3 Descripció de les variables

Es important definir en aquest apartat què és el que compararem en aquest estudi. Per a cada mesura s'han processat 11 variables computades per a pupil·les de 4 mm.

Per una banda s'han comparat tots els coeficients de Zernike fins a ordre 5 més importants que són: el Coma eix Y $Z(3,-1)$, Coma eix X $Z(3,1)$, Trefoil $Z(3,-3)$, Trefoil $Z(3,3)$, Aberració esfèrica $Z(4,0)$, Coma secundari $Z(5,-1)$, Coma secundari $Z(5,1)$.

Les altres dues variables que s'han processat per a comparar-les són la refracció objectiva (Esfera i Cilindre).

Per últim, per a cada mesura s'ha calculat la RMS_h (la *Root Mean Square* d'alt ordre) i la RMS_t (la *Root Mean Square* total) per a utilitzar-les en l'estudi. La RMS_h s'ha calculat utilitzant els coeficients d'ordre 3, 4 i 5. La RMS_t s'ha calculat utilitzant els coeficients d'ordre 2, 3, 4 i 5.

5.4 Protocol de mesura

Complint amb el que dicta la normativa UNE 82009 respecte a la repetibilitat, totes les mesures s'han pres sempre pel mateix operador (l'autor del treball), en el mateix laboratori i amb els mateixos aparells.

El primer pas del protocol és l'explicació per part de l'operador a cada candidat de l'objectiu de l'estudi i quines proves es fan.

El segon pas consisteix en entregar a cada candidat el full referent als requisits d'inclusió. L'operador valora si el full omplert per cada candidat és positiu i es compleixen els requisits. En cas contrari, s'agraeix la predisposició del candidat i se li expliquen els motius pels quals queda exclòs de l'estudi.

El tercer pas és l'entrega per part de l'operador del consentiment informat a cada candidat que ha omplert el full de requisits positivament. Només quan cada candidat el signa individualment es procedeix a continuar, és en aquest instant quan els candidats passen a ser pacients de l'estudi.

Com a quart pas, es comprova monocularment l'agudesia visual de cada pacient amb la correcció habitual. En cas de portar ulleres, es comprova en un frontofocòmetre manual la potència de les lents. S'anoten els valors obtinguts. En cas que el valor de la potència de les lents estigui fora dels rangs establerts, els pacients quedaran exclosos de l'estudi.

El cinquè pas és la realització de la refracció subjectiva. En cas de que l'agudesia visual monocular no arribi a 0.9 o la refracció subjectiva superi el rang establert els pacients quedaran exclosos de l'estudi també.

El sisè pas es la realització de les mesures amb l'aparell KR-1W. Aquest instrument té un mode automàtic en que realitza tres mesures seguides de l'ull dret i automàticament passa a l'esquerre on realitza tres mesures seguides també (sense correcció). Així doncs, en aquest cas es realitzaran tres sèries o sessions de sis mesures (tres mesures per a cada ull) apartant el cap de la mentonera després de cada sèrie.

En el setè pas es procedeix a realitzar les mesures de l'ull dret del pacient (sense correcció) amb l'AOVA. S'alinea l'ull amb el instrument i es realitzen 3 mesures seguides, acte seguit (sense que el pacient es retiri de l'aparell) es realitzen tres mesures per a l'ull esquerre. Després, el pacient aparta el cap de la mentonera uns segons i es torna a repetir el procés anterior dues vegades més.

L'ordre del protocol ha estat sempre el mateix (Fig. 24). S'han emmagatzemat tots els resultats per a un posterior anàlisi estadístic.

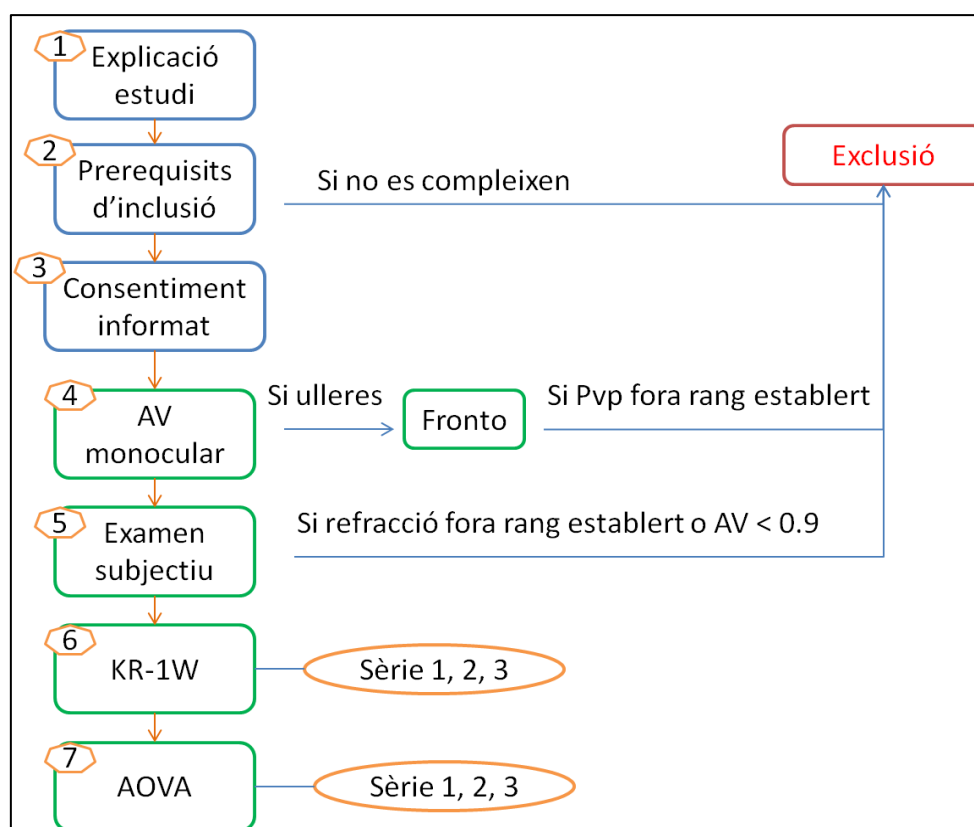


Fig. 24. Diagrama de flux del protocol a seguir.

5.5 Anàlisi estadístic

L'anàlisi estadístic de les dades s'ha realitzat amb l'ajuda del programa per Windows SPSS versió 17.0 per Windows i Microsoft Office Excel 2007.

D'entrada s'ha resumit breument les característiques de la mostra obtinguda detallant l'edat mitjana dels pacients, la refracció objectiva mitjana i l'agudesia visual mitjana amb les seves corresponents desviacions estàndard.

Per comprovar la normalitat de tots els paràmetres analitzats s'ha utilitzat el test Kolmogorov-Smirnov. Si era possible un anàlisi paramètric, l'anàlisi de la variància (ANOVA) de mesures repetides ha estat utilitzat per a la comparació de resultats. Si no era possible un anàlisi paramètric, s'ha utilitzat el test Wilcoxon. Els valors $p < 0,05$ es consideren estadísticament significatius.

La repetibilitat dels dos aberròmetres s'ha analitzat independentment. Per determinar si hi havia diferències intrasessió s'han comparat el conjunt de mesures obtingudes en la sessió 1, en la sessió 2 i en la sessió 3. Per determinar si hi havia diferències intersessió s'ha realitzat el promig dels resultats obtinguts en cadascuna de les tres sessions.

El coeficient de repetibilitat (COR; 1,96 vegades la desviació estàndard intrasubjecte), que representa el valor esperat en una probabilitat del 95% per a la diferència entre dues mesures consecutives de la mateixa sessió, s'ha calculat per analitzar la repetibilitat intrasessió de cada paràmetre obtingut per cada aberròmetre. El COR mig de cada sessió s'ha obtingut sumant els quadrats dels CORs individuals per a cada pacient i calculant l'arrel quadrada del valor promig.

Per a cada paràmetre analitzat també s'ha utilitzat el mètode explicat per Bland i Altman (37). Aquests autors suggereixen que el promig de les diferències entre parelles de mesures equivalents ha de ser propera a zero per a parlar de concordança. A més, estableixen uns rangs o límits de confiança superiors i inferiors (CL_{sup} i CL_{inf}) on s'espera en una probabilitat del 95% que les diferències entre parelles de mesures es situïn dins d'aquests intervals. Els límits de confiança es defineixen com 1,96 vegades la desviació estàndard de la diferència.

El mètode Bland i Altman s'ha fet servir per analitzar la repetibilitat intersessió i intrasessió ja que ens és útil per trobar relacions en les diferències entre mesures de la mateixa sessió o de diferents sessions. Més concretament, per analitzar la repetibilitat intrasessió s'ha utilitzat la mesura 1 i 2, i la mesura 1 i 3. I per analitzar la repetibilitat intersessió s'ha comparat els valors promig de les tres mesures consecutives de cada sessió entre les sessions 1 i 2 i 1 i 3.

Per últim, s'ha calculat el coeficient de correlació intraclasse (ICC) per a cada paràmetre en el conjunt de les nou mesures. És un coeficient que mesura la fiabilitat de les mesures. A nivell general, el ICC és una ràtio que oscil·la entre el 0 i el 1 que es pot definir com la proporció de variabilitat total que és deguda a la variabilitat del pacient. Els valors de ICC obtinguts es poden classificar de la següent manera: $ICC < 0,75$ per a repetibilitats baixes, ICC entre 0,75 i 0,9 per a repetibilitats moderades i $ICC > 0,9$ per a repetibilitats altes.

Hi ha cinc diferents models de ICC possibles que es poden calcular amb el programa estadístic SPSS. D'entrada s'ha d'escollir entre la consistència (diferències sistemàtiques entre mesures es consideren irrellevants) o la concordança absoluta

(quan diferències sistemàtiques es consideren rellevants). D'altra banda, s'ha de decidir si el tractament de dades es vol fer segons el model d'un factor i efectes aleatoris, dos factors i efectes mixtos o dos factors i efectes aleatoris. Cal fer notar que aquests models estan basats en els tests ANOVA. Per al nostre estudi, s'ha considerat el model de dos factors i efectes mixtos donat que només hi ha hagut un operador en tot l'estudi, que ha mesurat a tots els pacients i que es considera un factor fix. A més, s'ha considerat rellevant qualsevol diferència sistemàtica, per tant s'ha escollit la concordança absoluta.

6 RESULTATS

En aquest apartat es presentaran els resultats obtinguts de l'estudi seguint la metodologia descrita en el punt anterior. Es descriurà primer la mostra definitiva de subjectes que van participar a l'estudi. Després es mostraran una sèrie de resultats descriptius de l'estudi (mitjana, desviació estàndard i mitjana de la desviació estàndard intrasubjecte per a cada variable). A continuació, s'analitzarà la repetibilitat segons el coeficient de repetibilitat (COR), el mètode de Bland i Altman i el coeficient de correlació intraclasse (ICC).

6.1 Anàlisi descriptiu de la mostra

En aquest treball s'han mesurat 34 pacients (68 ulls), però només s'han utilitzat les dades de l'ull dret de cada pacient i d'un total de 31 pacients (13 homes i 18 dones). Els tres pacients descartats ha estat per mesures incorrectes i només s'ha utilitzat un ull per pacient per evitar les simetries bilaterals entre l'ull dret i l'ull esquerre. A la Taula 4 es mostra la mitjana, la desviació estàndard i el rang d'edat, d'agudesa visual, d'esfera i de cilindre subjectiu.

	MOSTRA N=31		
	MITJANA	DS	RANG
EDAT (anys)	26,50	5,80	18 a 52
AV UD (escala decimal)	1,00	0,00	0,9 a 1,0
ESFERA SUBJECTIVA (D)	-1,26	1,93	-4,75 a +3,75
CILINDRE SUBJECTIU (D)	-0,76	0,74	-3,00 a 0,00

Taula 4. Resum de la mostra estudiada.

6.2 Anàlisi descriptiu dels resultats

A la Taula 5 i Taula 6 es mostra la mitjana, la desviació estàndard i la mitjana de la desviació estàndard intrasubjecte (S_s) de les mesures realitzades per tots els paràmetres analitzats pels aberròmetres AOVA i KR-1W respectivament.

Paràmetre	1 ^a sessió			2 ^a sessió			3 ^a sessió		
	Mitjana	DS	S _s	Mitjana	DS	S _s	Mitjana	DS	S _s
Trefoil (6)	-0,0300	0,0788	0,0584	-0,0241	0,0730	0,0479	-0,0273	0,0889	0,0415
Coma eix X (7)	0,0031	0,0637	0,0423	0,0068	0,0727	0,0423	0,0054	0,0696	0,0438
Coma eix Y (8)	-0,0097	0,0681	0,0392	0,0013	0,0752	0,0437	0,0017	0,1085	0,0540
Trefoil (9)	0,0026	0,0624	0,0434	0,0065	0,0628	0,0407	0,0136	0,0708	0,0447
Ab. Esfèrica (12)	0,0349	0,0482	0,0271	0,0393	0,0647	0,0323	0,0479	0,0767	0,0393
Coma sec. (17)	0,0000	0,0271	0,0223	0,0017	0,0399	0,0232	-0,0001	0,0303	0,0194
Coma sec. (18)	-0,0059	0,0343	0,0237	0,0052	0,0346	0,0235	0,0037	0,0453	0,0274
S (esfera)	-1,0395	2,0692	0,1663	-1,1199	2,0855	0,1567	-1,0940	2,0575	0,1473
C (cilindre)	-0,7969	0,6009	0,1303	-0,7830	0,5740	0,1635	-0,8183	0,5645	0,1389
RMS h	0,1909	0,1100	0,0659	0,1931	0,1226	0,0674	0,2111	0,1630	0,0691
RMS t	1,2616	0,8745	0,0739	1,2753	0,8669	0,0743	1,2872	0,9058	0,0792

Taula 5. Valors obtinguts per l'AOVA.

Paràmetre	1ª sessió			2ª sessió			3ª sessió		
	Mitjana	DS	S _s	Mitjana	DS	S _s	Mitjana	DS	S _s
Trefoil (6)	-0,0285	0,0428	0,0138	-0,0316	0,0430	0,0121	-0,0386	0,0505	0,0174
Coma eix X (7)	-0,0208	0,0549	0,0149	-0,0163	0,0565	0,0136	-0,0104	0,0639	0,0172
Coma eix Y (8)	-0,0063	0,0509	0,0114	-0,0036	0,0443	0,0115	-0,0039	0,0462	0,0126
Trefoil (9)	0,0044	0,0346	0,0121	0,0037	0,0326	0,0122	0,0054	0,0328	0,0127
Ab. esfèrica (12)	0,0173	0,0261	0,0087	0,0155	0,0276	0,0087	0,0180	0,0293	0,0082
Coma sec. (17)	0,0013	0,0108	0,0058	0,0007	0,0121	0,0060	-0,0003	0,0112	0,0063
Coma sec. (18)	0,0026	0,0100	0,0059	0,0026	0,0087	0,0046	0,0012	0,0089	0,0054
S (esfera)	-0,9914	1,9830	0,1000	-0,9722	1,9517	0,0805	-1,0057	1,9891	0,0873
C (cilindre)	-0,7277	0,5751	0,0673	-0,7420	0,5680	0,0435	-0,7100	0,5880	0,0612
RMS h	0,1085	0,0389	0,0128	0,1085	0,0332	0,0123	0,1149	0,0443	0,0148
RMS t	0,9514	0,2026	0,0504	0,9242	0,1963	0,0444	0,9110	0,2286	0,0421

Taula 6. Valors obtinguts pel KR-1W.

L'anàlisi ANOVA de mesures repetides i el test de Wilcoxon no mostren diferències significatives entre les tres mesures de la primera sessió (intrasessió) i les mitjanes de les tres sessions (intersessió) per cap dels paràmetres ($p > 0.05$) ni cap dels aberròmetres.

6.3 Coeficient de repetibilitat (COR)

La Taula 7 mostra els resultats de la mitjana dels CORs per cadascuna de les tres sessions obtingudes mitjançant l'AOVA i el KR-1W respectivament.

	Paràmetre	COR		
		1ª sessió	2ª sessió	3ª sessió
AOVA	Trefoil (6)	0,1460	0,1234	0,1120
	Coma eix X (7)	0,1149	0,1205	0,1180
	Coma eix Y (8)	0,1012	0,1133	0,1882
	Trefoil (9)	0,1028	0,1146	0,1253
	Aberració esfèrica (12)	0,0633	0,1071	0,1135
	Coma secundari (17)	0,0547	0,0683	0,0537
	Coma secundari (18)	0,0577	0,0655	0,0861
	S (esfera)	0,3719	0,3687	0,3518
	C (cilindre)	0,2958	0,3534	0,3154
	RMS h	0,1765	0,1936	0,2197
	RMS t	0,1699	0,1861	0,1842
	KR-1W		COR	
		1ª sessió	2ª sessió	3ª sessió
Trefoil (6)		0,0322	0,0302	0,0541
Coma eix X (7)		0,0349	0,0316	0,0590
Coma eix Y (8)		0,0259	0,0260	0,0302
Trefoil (9)		0,0287	0,0290	0,0322
Aberració esfèrica (12)		0,0195	0,0219	0,0213
Coma secundari (17)		0,0136	0,0146	0,0175
Coma secundari (18)		0,0146	0,0118	0,0128
S (esfera)		0,2566	0,1949	0,2674
C (cilindre)		0,1716	0,0974	0,1677
RMS h		0,0288	0,0271	0,0479
RMS t	0,1284	0,1046	0,1297	

Taula 7. Mitjana del COR intrasessió dels paràmetres proporcionats per l'AOVA i el KR-1W.

6.4 Anàlisi de Bland i Altman intrasessió

A la Taula 8 i Taula 9 es proporciona el promig de les diferències ($Mitjana_d$) i els intervals de confiança corresponents al 95% (C_{Lim}), pels paràmetres analitzats, quan es compara la mesura 1 i 2 i la mesura 1 i 3 de la primera sessió per l'AOVA i el KR-1W respectivament.

Paràmetre	1er CAS			2n CAS		
	Entre 1 ^a i 2 ^a mesures			Entre 1 ^a i 3 ^a mesures		
	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)
Trefoil (6)	0,0014	-0,2177	0,2205	0,0182	-0,1585	0,1948
Coma eix X (7)	0,0153	-0,1498	0,1804	0,0080	-0,1324	0,1484
Coma eix Y (8)	0,0020	-0,1306	0,1347	0,0047	-0,1168	0,1262
Trefoil (9)	-0,0058	-0,1130	0,1013	0,0053	-0,1455	0,1561
Aberració esfèrica (12)	-0,0043	-0,0963	0,0877	-0,0024	-0,0749	0,0701
Coma secundari (17)	-0,0022	-0,0695	0,0650	-0,0163	-0,0965	0,0638
Coma secundari (18)	0,0037	-0,0856	0,0930	-0,0027	-0,0760	0,0706
S (esfera)	0,0110	-0,4992	0,5212	0,0203	-0,5074	0,5481
C (cilindre)	-0,0202	-0,3522	0,3118	-0,0014	-0,4746	0,4718
RMS h	-0,0412	-0,2583	0,1759	-0,0430	-0,2646	0,1786
RMS t	0,0134	-0,1871	0,2138	-0,0078	-0,2682	0,2527

Taula 8. Anàlisi de Bland i Altman per la 1a sessió en l'AOVA.

Paràmetre	1er CAS			2n CAS		
	Entre 1 ^a i 2 ^a mesures			Entre 1 ^a i 3 ^a mesures		
	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)
Trefoil (6)	0,0064	-0,0389	0,0517	0,0136	-0,0311	0,0584
Coma eix X (7)	-0,0014	-0,0511	0,0483	-0,0040	-0,0556	0,0477
Coma eix Y (8)	0,0019	-0,0366	0,0405	0,0018	-0,0392	0,0427
Trefoil (9)	-0,0029	-0,0452	0,0395	-0,0018	-0,0365	0,0329
Aberració esfèrica (12)	0,0056	-0,0175	0,0287	0,0085	-0,0178	0,0347
Coma secundari (17)	-0,0017	-0,0168	0,0133	-0,0033	-0,0262	0,0197
Coma secundari (18)	0,0025	-0,0172	0,0223	0,0033	-0,0173	0,0238
S (esfera)	0,0448	-0,2848	0,3745	0,0600	-0,3932	0,5132
C (cilindre)	-0,0423	-0,2965	0,2120	-0,0313	-0,2564	0,1938
RMS h	-0,0039	-0,0374	0,0296	-0,0069	-0,0499	0,0360
RMS t	-0,0031	-0,1636	0,1575	-0,0143	-0,2368	0,2082

Taula 9. Anàlisi de Bland i Altman per la 1a sessió en el KR-1W.

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per als dos aberròmetres. Donat que s'ha de presentar una gràfica per cada variable i cada cas, en aquest apartat només es mostraran les gràfiques per a sis de les onze variables, tant per l'aberròmetre AOVA com pel KR-1W. Les gràfiques corresponen al primer cas a analitzar (comparació entre la primera i la segona mesura).

Les gràfiques de les variables restants d'aquest primer cas s'adjunten a l'ANNEX III, així com totes les gràfiques del segon cas (comparació entre la primera i la tercera mesura).

GRÀFIQUES BLAND I ALTMAN DE L'AOVA: M1-M2

Gràfiques de Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb l'AOVA (Fig. 25). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança per al primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) per al primer cas, valors trobats a la Taula 8.

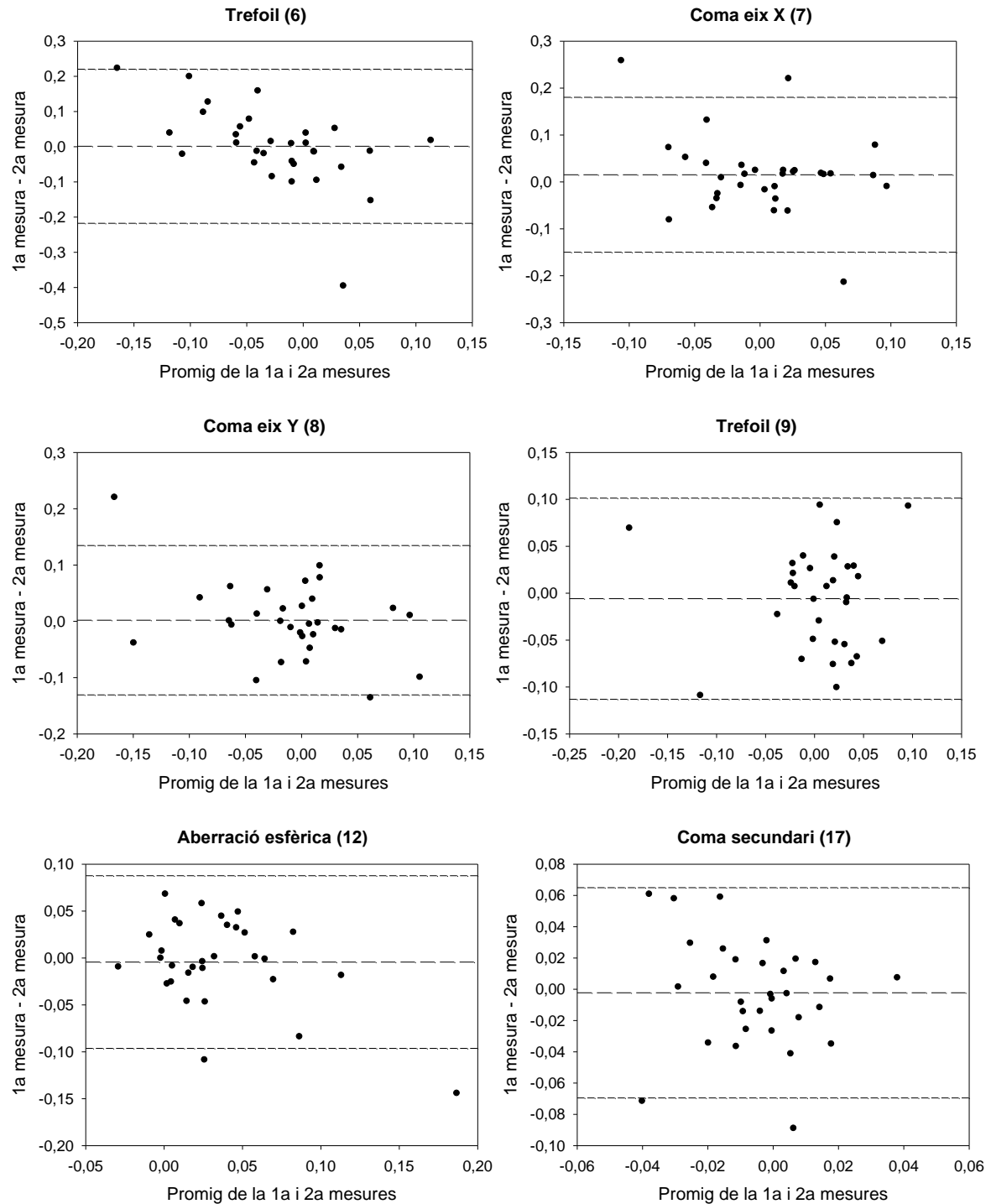


Fig. 25. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb l'AOVA.

GRÀFIQUES BLAND I ALTMAN DEL KR-1W: M1-M2

Gràfiques de Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb el KR-1W (Fig. 26). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança per al primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) per al primer cas, valors trobats a la Taula 9.

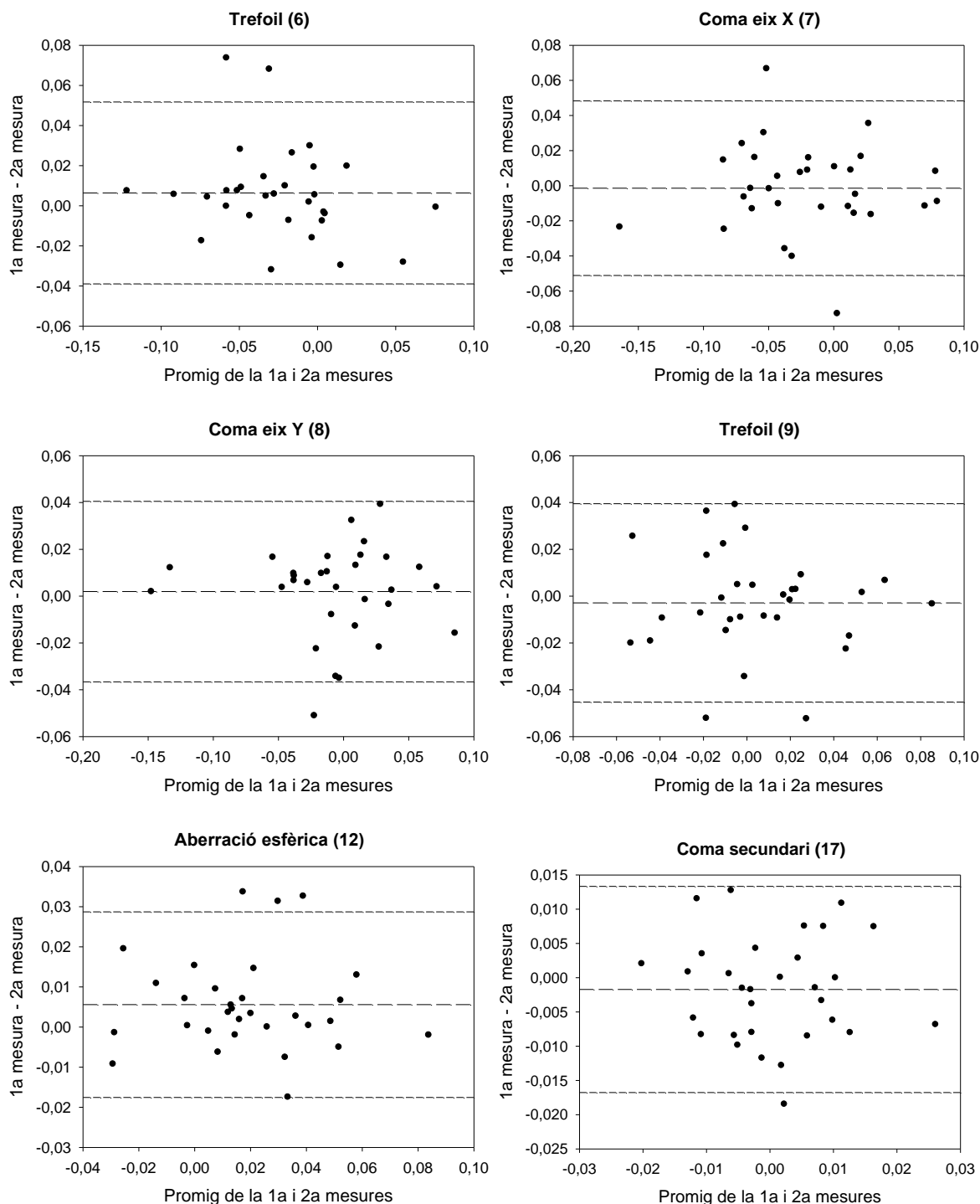


Fig. 26. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb el KR-1W.

6.5 Anàlisi de Bland i Altman intersecció

A la Taula 10 i Taula 11 es proporciona el promig de les diferències ($Mitjana_d$) i els intervals de confiança corresponents al 95% (C_{Lim}), pels paràmetres analitzats, quan es compara la sessió 1 i 2 i la sessió 1 i 3 per l'AOVA i el KR-1W respectivament.

Paràmetre	1er CAS			2n CAS		
	Entre 1 ^a i 2 ^a sessions			Entre 1 ^a i 3 ^a sessions		
	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)
Trefoil (6)	-0,0053	-0,1030	0,0924	-0,0019	-0,1344	0,1306
Coma eix X (7)	-0,0038	-0,0869	0,0793	-0,0023	-0,0940	0,0894
Coma eix Y (8)	-0,0107	-0,1364	0,1150	-0,0117	-0,1197	0,0963
Trefoil (9)	-0,0041	-0,1128	0,1046	-0,0112	-0,1304	0,1081
Aberració esfèrica (12)	-0,0044	-0,0642	0,0554	-0,0126	-0,1002	0,0751
Coma secundari (17)	-0,0017	-0,0492	0,0459	-0,0007	-0,0432	0,0419
Coma secundari (18)	-0,0107	-0,0727	0,0513	-0,0096	-0,0739	0,0547
S (esfera)	0,0804	-0,3647	0,5254	0,0545	-0,4952	0,6042
C (cilindre)	-0,0139	-0,4311	0,4032	0,0213	-0,3603	0,4029
RMS h	-0,0022	-0,1403	0,1359	-0,0202	-0,2187	0,1783
RMS t	-0,0136	-0,2081	0,1808	-0,0255	-0,3133	0,2623

Taula 10. Anàlisi de Bland i Altman entre sessions per a l'AOVA.

Paràmetre	1er CAS			2n CAS		
	Entre 1 ^a i 2 ^a sessions			Entre 1 ^a i 3 ^a sessions		
	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)	Mitjana _d	C _{Lim} (inf)	C _{Lim} (sup)
Trefoil (6)	0,0030	-0,0441	0,0502	0,0100	-0,0346	0,0546
Coma eix X (7)	-0,0045	-0,0535	0,0444	-0,0104	-0,0677	0,0469
Coma eix Y (8)	-0,0026	-0,0429	0,0376	-0,0023	-0,0469	0,0423
Trefoil (9)	0,0007	-0,0317	0,0330	-0,0010	-0,0352	0,0331
Aberració esfèrica (12)	0,0018	-0,0191	0,0226	-0,0006	-0,0261	0,0248
Coma secundari (17)	0,0006	-0,0182	0,0194	0,0016	-0,0133	0,0164
Coma secundari (18)	-0,0001	-0,0166	0,0165	0,0014	-0,0143	0,0170
S (esfera)	-0,0192	-0,2811	0,2426	0,0143	-0,4549	0,4835
C (cilindre)	0,0143	-0,1416	0,1702	-0,0177	-0,1805	0,1450
RMS h	0,0000	-0,0399	0,0398	-0,0064	-0,0660	0,0532
RMS t	0,0273	-0,1892	0,2437	0,0405	-0,2541	0,3351

Taula 11. Anàlisi de Bland i Altman entre sessions per al KR-1W.

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per als dos aberròmetres. Donat que s'ha de presentar una gràfica per cada variable i cada cas, seguirem el mateix procediment de l'apartat anterior. En aquest apartat només es mostraran les gràfiques per a sis de les onze variables, tant per l'aberròmetre AOVA com pel KR-1W. Les gràfiques corresponen al primer cas a analitzar (comparació entre la primera i la segona sessió).

Les gràfiques de les variables restants d'aquest primer cas s'adjunten a l'ANNEX III, així com totes les gràfiques del segon cas (comparació entre la primera i la tercera sessió).

GRÀFIQUES BLAND I ALTMAN DE L'AOVA: S1-S2

Gràfiques de Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant els valors de la primera i la segona sessió obtinguts amb l'AOVA (Fig. 27). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança per al primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) per al primer cas, valors trobats a la Taula 10.

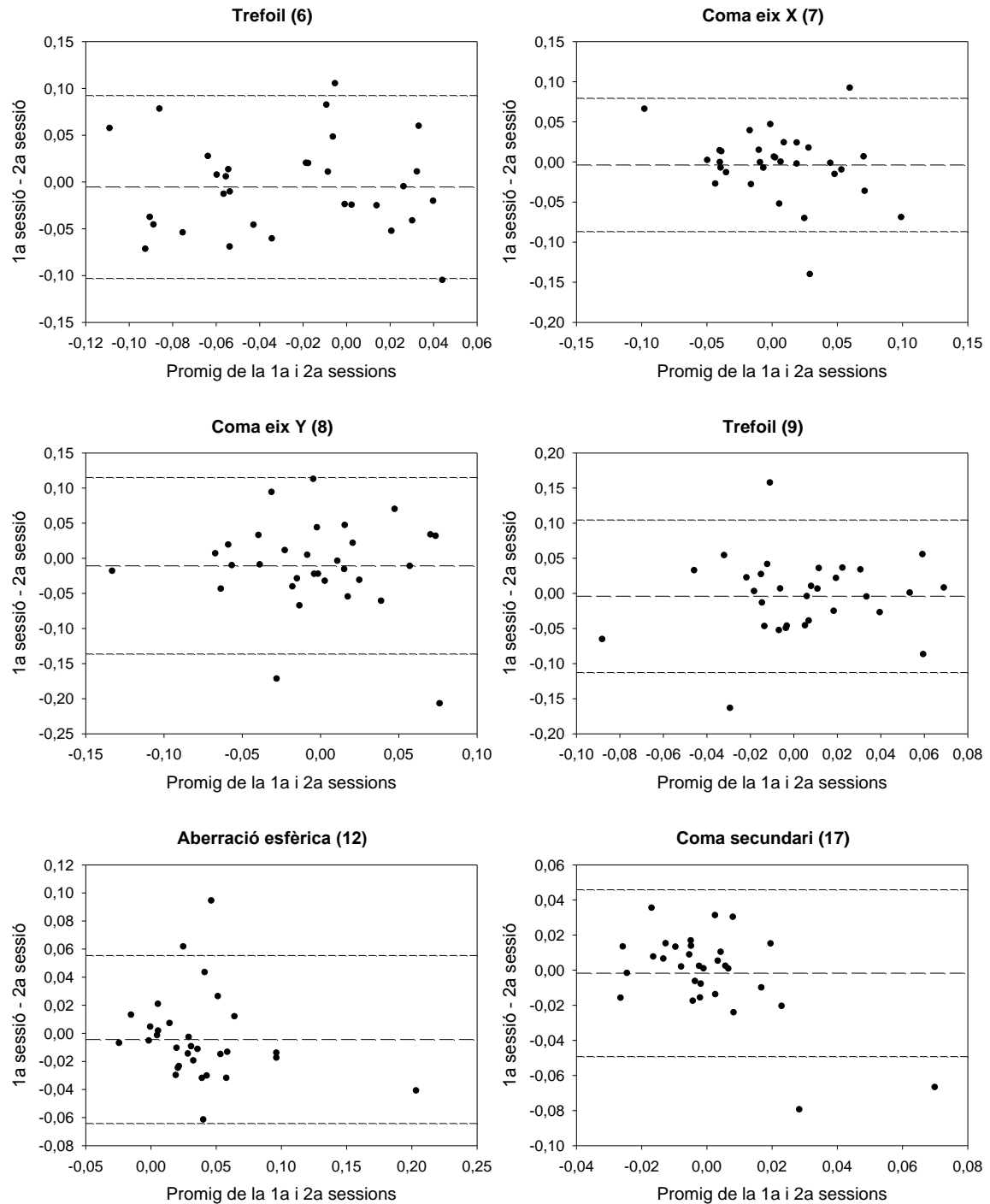


Fig. 27. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona sessió obtinguda amb l'AOVA.

GRÀFIQUES BLAND I ALTMAN DEL KR-1W: S1-S2

Gràfiques de Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant els valors de la primera i la segona sessió obtinguts amb el KR-1W (Fig. 28). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança per al primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) per al primer cas, valors trobats a la Taula 11.

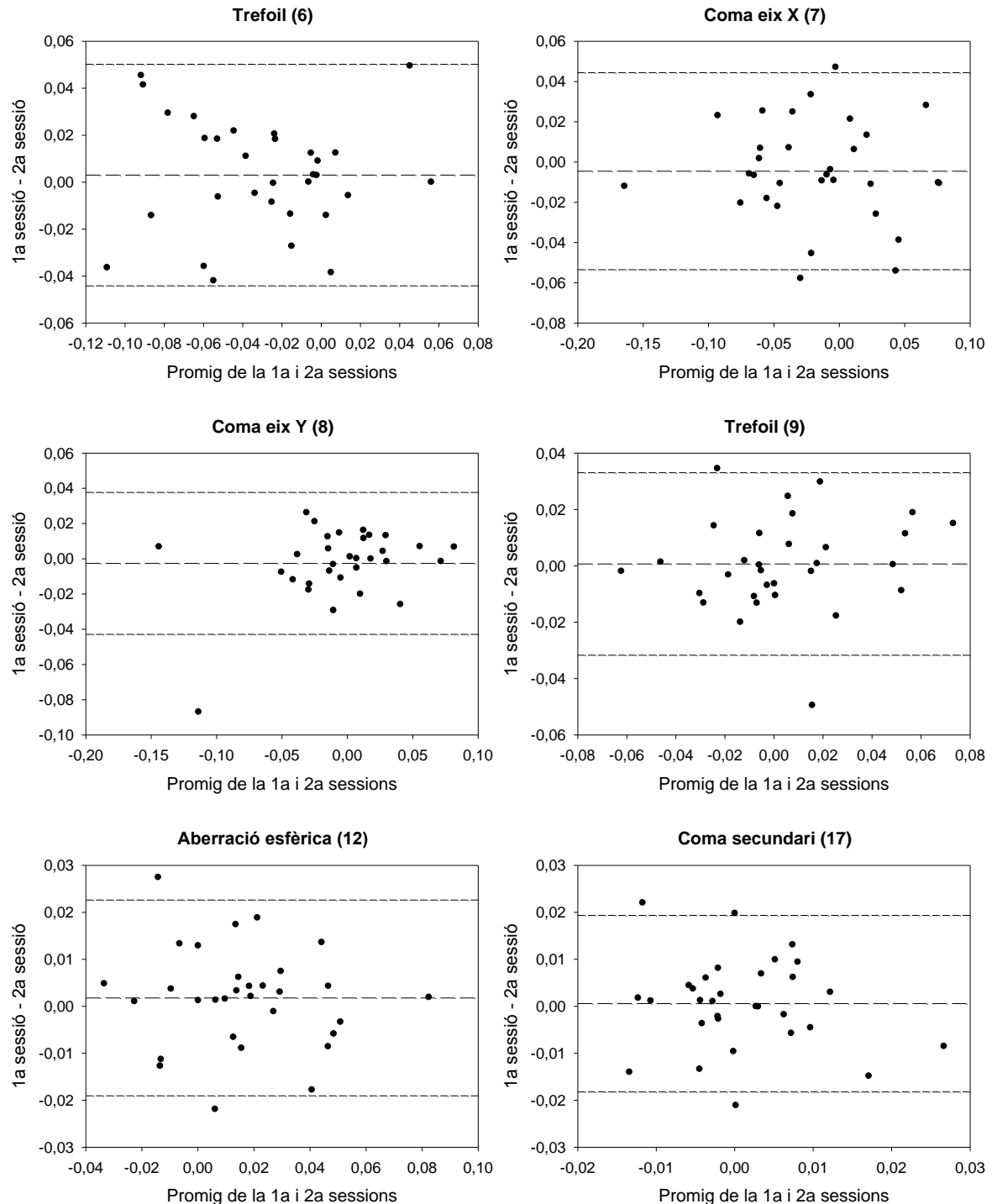


Fig. 28. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la segona sessió obtinguda amb el KR-1W.

6.6 Coeficient de correlació intraclasse (ICC)

La Taula 12 mostra els valors de ICC i els corresponents intervals de confiança al 95% per al conjunt de les 9 mesures de cada variable i en ambdós aberròmetres.

PARÀMETRE		KR-1W			AOVA		
		ICC promig	C _{Lim} (sup)	C _{Lim} (inf)	ICC promig	C _{Lim} (sup)	C _{Lim} (inf)
Coma eix X (Z7)	(3, -1)	0,965	0,981	0,943	0,781	0,880	0,643
Coma eix Y (Z8)	(3, 1)	0,978	0,988	0,964	0,999	0,999	0,998
Trefoil (Z6)	(3, -3)	0,985	0,992	0,975	0,758	0,868	0,606
Trefoil (Z9)	(3, 3)	0,969	0,983	0,95	0,516	0,736	0,207
Aberració esfèrica (Z12)	(4, 0)	0,972	0,985	0,954	0,871	0,929	0,789
Coma secundari (Z17)	(5, -1)	0,947	0,972	0,914	0,749	0,863	0,591
Coma secundari (Z18)	(5, 1)	0,857	0,923	0,766	0,401	0,472	0,027
Refracció Objectiva	S	0,999	1,000	0,999	0,999	0,998	0,997
	C	0,995	0,997	0,992	0,987	0,993	0,978
RMS h		0,949	0,972	0,917	0,867	0,927	0,784
RMS t		0,916	0,954	0,863	0,998	0,999	0,997
MITJANA		0,957			0,811		

Taula 12. Valors ICC obtinguts del conjunt de les 9 mesures per a cada variable i els seus corresponents intervals de confiança al 95%.

7 DISCUSSIÓ I CONCLUSIONS

Pel que respecta a la repetibilitat intrasessió els resultats suggereixen que no hi ha diferències estadísticament significatives entre les tres mesures consecutives realitzades. Tampoc es troben diferències significatives quan es comparen els promigs dels paràmetres entre les tres sessions realitzades (repetibilitat intersessió), suggerint per tant que la variabilitat de tots dos aberròmetres es manté força constant al llarg del temps.

Cal tenir en compte que la variabilitat trobada entre mesures es pot atribuir no només a variacions en la mesura dels equips sinó a altres factors com els desalineaments de l'ull respecte de l'equip, microfluctuacions de l'acomodació, micromoviments de fixació o inestabilitat de la pel·lícula llagrimal.

En quant als valors COR obtinguts observem similitud en les tres sessions analitzades tant per l'aberròmetre AOVA com pel KR-1W. Tanmateix, els valors COR obtinguts per l'AOVA són lleugerament superiors als obtinguts en el KR-1W, tot i que en general es mantenen en valors clínicament acceptables. Cal tenir en compte que l'aberròmetre KR-1W té un mode de funcionament totalment automatitzat, la qual cosa fa que la destresa de l'examinador no afecti a la mesura. Pel contrari, l'aberròmetre AOVA és un equip de laboratori molt versàtil però que també es veu més afectat per la destresa de l'examinador en col·locar el pacient, enfocar l'ull i fer la mesura. És a dir, en el KR-1W és el propi instrument que decideix quan és el moment oportú de fer una mesura, a més, en cas de que aquesta mesura no hagi sortit del tot correcte (p.e.: quan l'ull està a mig parpelleig) el software del instrument ens indica que la mesura s'hauria de repetir. En canvi, per l'AOVA això no succeeix, la decisió de quan prendre la mesura és exclusivament de l'operador i en cas que la mesura no sigui correcte el software de l'aparell no ens ho indica explícitament. Per tant, la experiència de l'operador alhora de realitzar mesures amb l'AOVA és un factor important per no cometre errors.

Pel que fa a l'anàlisi de Bland i Altman es pot observar que les diferències promig són pròximes a zero en pràcticament tots els casos, el que posa de manifest la bona repetibilitat en general dels dos equips testejats. Pel que fa a l'aberròmetre AOVA es verifica que en general les diferències observades entre mesures de la mateixa sessió són lleugerament menors a les diferències observades entre sessions. Això suggereix que té certa influència en els resultats el re-posicionament i re-alineament del pacient. Per altra banda, l'aberròmetre KR-1W presenta valors més similars en les diferències entre mesures i entre sessions, el que indica que aquest equip no es veu tant afectat per aquests factors.

En referència als coeficients ICC calculats per al conjunt de les 9 mesures comprovem que el valor promig del KR-1W és excel·lent ($ICC_{\text{promig}} = 0,957$), s'ha obtingut per a tots els paràmetres valors de ICC superiors al 0,9 excepte pel Coma Secundari Z(5,1) amb un valor de ICC = 0,857. D'altra banda, el valor ICC promig per a l'AOVA és bastant bo però no excel·lent ($ICC_{\text{promig}} = 0,811$). En aquest cas hi ha més diferències entre els valors de ICC obtinguts per a cada paràmetre on destaquen especialment els valors

ICC del Trefoil Z(3,3) i el Coma Secundari Z(5,1) per ser significativament més baixos a la resta (0,516 i 0,401 respectivament).

Si cerquem en la bibliografia present estudis de repetibilitat en la mesura d'aberracions no trobem cap referent a l'AOVA, en canvi, si que s'ha trobat dos estudis de repetibilitat per al KR-1W. Tot i que en aquests dos estudis (38,39) no s'han comparat exactament les mateixes variables ni en les mateixes condicions (p.e., han computat els resultats en pupil·les diferents de 4 mm o fins a ordres superiors a 5), a nivell qualitatiu els resultats concorden amb els trobats en el nostre estudi. Ambdós estudis conclouen la bona repetibilitat del instrument KR-1W.

Ara bé, si comparem estudis de repetibilitat que utilitzin les mateixes variables i en condicions iguals (o molt semblants) a les utilitzades en aquest estudi trobem varis articles que, tot i que utilitzen diferents instruments, ens permeten valorar a nivell qualitatiu la magnitud dels nostres resultats en comparació amb altres estudis. Per exemple en els articles (25,27) es comparen diferents coeficients de Zernike computats per pupil·les de 5 mm i 4 mm respectivament i en mostres de població sanes. D'aquests dos articles podem extreure com l'ordre de magnitud obtingut pels coeficients d'ordre 3 i 4 concorda amb el nostre estudi per als dos aberròmetres. D'altra banda, en els articles (33,34) on es computen els coeficients de Zernike amb pupil·les de 7 mm i 6 mm respectivament i en mostres de població sana, observem com la mitjana de la desviació estàndard obtinguda per a cada coeficient va disminuint a mesura que augmenta l'ordre. Fet que concorda amb els nostres valors, de la mateixa manera que ho fa l'ordre de magnitud d'aquests promigs de desviació estàndard.

Resumint, podem dir que és complicat establir comparacions entre estudis donat que hi ha moltes variables diferents, moltes formes diferents de presentar les variables (p.e., en forma de RMS o en diferents mides de pupil·la) i moltes maneres diferents de fer l'anàlisi estadístic (segons el coeficient de repetibilitat, el coeficient de variabilitat, el coeficient de correlació intraclasse, Bland i Altman, etc.).

No obstant, de tots els resultats analitzats d'aquest estudi i en comparació amb la bibliografia present es desprèn que ambdós equips presenten resultats coherents i acceptables de repetibilitat, tant intrasessió com intersessió.

8 COMPROMÍS ÈTIC I SOCIAL

En el nou pla d'estudis del Grau en Òptica i Optometria s'introdueix el concepte "competències transversals". Això fa referència a tot allò que engloba un grau universitari i es suposa inherent a qualsevol titulació universitària. Hi ha definides diverses branques dins de les competències transversals. En aquest treball (tal i com indica la normativa del TFG) és obligatori esmentar la competència referent al compromís ètic i social i relacionar-la amb el Treball Final de Grau. Per tant, anem a analitzar aquest treball des d'un punt de vista ètic i social.

Per començar, caldria definir la ètica, o encara millor, la bioètica, que és podria resumir com la disciplina que relaciona les actituds i polítiques encaminades al bé social amb el món biològic. Hi ha quatre principis que regeixen la bioètica que són la beneficència, la no maleficència, la justícia social i l'autonomia. Partint de l'anterior definició, podem observar que les implicacions ètiques (o bioètiques) del treball s'han tingut presents en relació amb els quatre principis de la bioètica. D'entrada, l'objectiu del treball tracta de fer un estudi que ens porti a uns resultats que ens permetin evolucionar i millorar el coneixement sobre la instrumentació utilitzada en les mesures oculars, que repercutirà directament en una millora de la salut visual de les persones. El plantejament de l'estudi s'ha fet tenint en compte de no provocar, en cap cas ni en cap sentit, cap perjudici als pacients participants de l'estudi o ni a altres. La justícia social ha estat present partint de la base que no s'ha violat cap llei (sobretot referent a la protecció de dades i al consentiment informat) i que s'ha tractat a tots els pacients per igual. Per últim, la autonomia entesa com la realització de l'estudi sense intimidació o cohibició d'elements externs ha estat present en tot moment. Així doncs, d'aquest treball s'extreuen implicacions ètiques positives. És a dir, no ha estat un treball complex des d'un punt de vista ètic sinó que simplement s'ha vigilat de tenir cura de certs aspectes legals que comentarem a continuació.

Pel que fa a les implicacions legals trobem dos aspectes fonamentals en aquest treball. El primer és la protecció de dades de cada pacient. Durant la realització del treball s'han recopilat dades de molts pacients com el nom i cognoms, el DNI, la data de naixement i les mesures oculars. De manera que per tal de complir (en el marc normatiu d'Espanya) la llei orgànica 15/1999 Protecció de Dades de Caràcter Personal s'ha emmagatzemat apropiadament la informació de cada pacient i no s'ha transferit més enllà de l'autor del treball i els seus tutors. L'altre aspecte fonamental és el consentiment informat. Un document que s'adjunta a l'ANNEX II i que s'ha donat a tots els pacients abans de realitzar les mesures informant-los del procediment de l'estudi i les seves conseqüències. Aquest document sorgeix de documents com la Declaració de Helsinki de la Associació Mèdica Mundial on s'estableixen els principis ètics per a les investigacions mèdiques en éssers humans. D'altra banda, per redactar el consentiment informat per aquest treball ens hem basat en la Guia de Recomanacions Sobre el Consentiment Informat publicat pel Comitè de Bioètica de Catalunya (40). En el marc normatiu de Catalunya, el consentiment informat es regeix principalment per la llei 16/2010 Drets d'Informació Concernents a la Salut i l'Autonomia del Pacient i la Documentació Clínica.

9 REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES

1. Artigas J, Capilla P, Felipe A, Pujol J. Óptica fisiológica: Psicofísica de la visión. 1st ed.: Interamericana McGraw-Hill; 1995.
2. Urtubia Vicario C. Neurobiología de la visión. 2nd ed. Barcelona: Edicions UPC; 1996.
3. Mauldin JH. Luz, laser y óptica. 1st ed.: Interamericana McGraw-Hill; 1992.
4. Charman WN. Wavefront technology: Past, present and future. Contact lens & anterior eye. 2005 June; 28(2): p. 75-92.
5. Millán MS, Escofet J, Pérez E. Óptica Geométrica. 1st ed. Barcelona: Ariel, S.A.; 2004.
6. Peris E. Repetibilitat de les mesures de les mesures amb OQAS. [Treball Final de Màster]. Terrassa: Universitat Politècnica de Catalunya; 2010.
7. Atchison DA, Smith G. Optics of the Human Eye. 1st ed.: Butterworth-Heinemann; 2000.
8. Smith G, Atchison DA. The eye and visual optical instruments. 1st ed.: Cambridge University Press; 1997.
9. Lombardo M, Lombardo G. Wave aberration of human eyes and new descriptors of image optical quality and visual performance. Journal of Cataract and Refractive Surgery. 2010 February; 36(2).
10. Thibos LN, Applegate RA, Schwiegerling JT, Webb R, VSIAMembers. Standards for reporting optical aberrations of eye. Journal of Refractive Surgery. 2002 September/October; 18(2).
11. Atchison DA. Recent advances in representation of monochromatic aberrations of human eyes. Clinical and Experimental Optometry. 2004 May; 87(3).
12. Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of Root Mean Square Error. Optometry and Vision Science. 2003 February; 80(2).
13. Artal P, Benito A, Pérez GM, Alcón E, De Casas Á, Pujol J, et al. An objective scatter index based on double-pass retinal images of a point source to classify cataracts. PLoS ONE. 2011 February; 6(2).
14. Vilaseca M, Romero M, Arjona M, Luque S, Ondategui J, Salvador A, et al. Grading nuclear, cortical and posterior subcapsular cataracts using an objective scatter index measured with a double-pass system. British Journal of Ophthalmology. 2012 September; 96(9).

15. Díaz Doutón F, Benito A, Pujol J, Arjona M, Güell JL, Artal P. Comparison of the Retinal Image Quality with a Hartmann-Shack wavefront Sensor and a Double-Pass Instrument. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2006; 47(4).
16. Thibos LN. Principles of Hartmann-Shack aberrometry. *Journal of Refractive Surgery*. 2000 September/October; 16(5).
17. Malacara D. *Optical shop testing*. 3rd ed.: John Wiley & Sons; 2007.
18. Platt BC, Shack R. History and principles of Shack-Hartmann wavefront sensing. *Journal of Refractive Surgery*. 2001 September/October; 17(5).
19. Fernández EJ. *Adaptive Optics for Visual Simulation*. International Scholarly Research Network Optics. 2012 November; 2012.
20. Fernández EJ, Iglesias I, Artal P. Closed-loop adaptive optics in human eye. *Optics Letters*. 2001 May; 26(10).
21. Artal P, Chen L, Fernández EJ, Singer B, Manzanera S, Williams DR. Neural compensation for the eye's optical aberrations. *Journal of Vision*. 2004 April; 4(4).
22. Fernández EJ, Manzanera S, Piers P, Artal P. Adaptive Optics Visual Simulator. *Journal of Refractive Surgery*. 2002 September/October; 18(5).
23. Porter J, Queener H, Linn J, Thorn K, Awwal A. *Adaptive optics for visual science*. 1st ed.: Wiley; 2006.
24. Norma Española UNE 82009-1:1999 Exactitud (veracidad y precisión) de resultados y métodos de medición. Parte 1: Principios generales y definiciones. AENOR, Metrología y calibración; 1998.
25. Visser N, Berendschot TTJM, Verbakel F, Tan AN, de Brabander J, Nuijts RMMA. Evaluation of the Comparability and Repeatability of Four Wavefront Aberrometers. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2011 March; 52(3).
26. Miranda M, O'Donnell C, Radhakrishnan H. Repeatability of corneal and ocular aberration measurements and changes in aberrations over on week. *Clinical and Experimental Optometry*. 2009 May; 92(3).
27. Won J, Kim E, Kim S, Ha B, Kim T. Comparison of Internal and Total Optical Aberrations for 2 Aberrometers: iTrace and OPD Scan. *Korean Journal of Ophthalmology*. 2008 December; 22(4).
28. Rozema J, Van Dyck D, Tassignon M. Clinical comparison of 6 aberrometers, part 1: technical specifications. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2005 June; 31(6).

29. Rozema J, Van Dyck D, Tassignon M. Clinical comparison of 6 aberrometers, part 2: statistical comparison in a test group. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2006 January; 32(1).
30. Wang L, Wang N, Koch D. Evaluation of refractive error measurements of the WaveScan Wavefront system and the Tracey Wavefront aberrometer. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2003 May; 29(5).
31. Liang J, Williams DR. Aberrations and retinal image quality of the normal human eye. *Journal of Optical Society of America*. 1997 November; 14(11).
32. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Validation of a clinical Shack-Hartmann aberrometer. *Optometry and Vision Science*. 2003 August; 80(8).
33. Mirshahi A, Bühren J, Gerhardt D, Kohnen T. In vivo and in vitro repeatability of Hartmann-Shack aberrometry. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2003 December; 29(12).
34. Davies N, Diaz-Santana L, Lara-Saucedo D. Repeatability of ocular wavefront measurement. *Optometry and Vision Science*. 2003 February; 80(2).
35. Moreno-Barriuso E, Marcos S, Navarro R, Burns SA. Comparing Laser Ray Tracing, the Spatially Resolved Refractometer, and the Hartmann-Shack Sensor to Measure the Ocular Wave Aberration. *Optometry and Vision Science*. 2001 March; 78(3).
36. Cheng X, Himebaugh NL, Kollbaum PS, Thibos LN, Bradley A. Test-Retest Reliability of Clinical Shack-Hartmann Measurements. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*. 2004 January; 45(1).
37. Piñero DP, Juan JT, Alió JL. Intrasubject Repeatability of Internal Aberrometry Obtained With a New Integrated Aberrometer. *Journal of Refractive Surgery*. 2011 July; 27(7).
38. López-Miguel A, Martínez-Almeida L, González-García MJ, Coco-Martín MB, Sobrado-Calvo P, Maldonado MJ. Precision of higher-order aberration measurements with a new Placido-disk topographer and Hartmann-Shack wavefront sensor. *Journal of Cataract & Refractive Surgery*. 2013 February; 39(2).
39. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*. 1986 February; 1(8476).
40. Comitè de Bioètica de Catalunya. Guia de recomanacions sobre el consentiment informat. Guia. Barcelona: Generalitat de Catalunya, Departament de Sanitat i Seguretat Social; 2003.

10 ANNEXOS

10.1 ANNEX I: Qüestionari per a la inclusió a l'estudi

Nom i cognoms: _____

Edat: _____

Respon a les següents preguntes:

1. Tens alguna malaltia sistèmica i/o ocular? SI/NO
2. Has estat operat dels ulls alguna vegada? SI/NO
3. Estàs actualment prenent algun fàrmac? SI/NO
4. T'han diagnosticat alguna vegada "ull vago" o ambliopia? SI/NO
5. Creus que tens una miopia o hipermetropia inferior a les 5 dioptries? SI/NO
6. Creus que tens un astigmatisme inferior a les 3 dioptries? SI/NO
7. Ets usuari de lents de contacte? SI/NO Rígides o toves?

Per a qualsevol dubte i/o comentari sobre les preguntes, abans de respondre pregunta a l'autor de l'estudi: CARLES OTERO MOLINS (caotmo@gmail.com).

10.2 ANNEX II: Document de consentiment per a mesures oculars

Nom i cognoms del pacient: _____

Data de naixement: _____

DNI: _____

Número d'història clínica: _____

Descripció dels procediments proposats:

Primer es comprovarà l'agudeses visual de cada ull (amb correcció) així com la graduació de les ulleres (si el pacient en porta). Es realitzarà una refracció subjectiva també.

Després es procedirà a fer les mesures oculars només amb els aparells AOVA i KR-1W. Primer es mesurarà l'ull dret i l'ull esquerre en un aparell i després es farà el mateix en l'altre.

Per a cada ull es faran 9 mesures. Les 9 mesures es realitzaran en sèries de 3 amb un descans de segons entre sèries. Per tant, es faran 3 mesures seguides, es descansarà, es tornarà a fer tres mesures seguides, es descansarà, i es tornarà a fer l'última sèrie de mesures.

La durada aproximada de totes les proves és de 35 minuts.

Riscos, molèsties i efectes secundaris:

Els aparells utilitzats durant la prova estan actualment al mercat en l'ús amb humans, això implica d'entrada el compliment de les normatives nacionals i internacionals al respecte. Els dos aparells emeten radiació que es captada per la retina, la intensitat d'aquesta radiació dels dos aparells és varies vegades inferior de l'ordre de magnitud de la establerta com a màxima pels comitès d'estandardització.

Es considera que no ha d'haver cap risc, efecte secundari ni molèstia en la realització de les proves.

Beneficis del procediment:

Per a la participació de l'estudi no s'obté cap benefici ni compensació de cap tipus.

Declaro participar voluntàriament en el projecte que porta el títol "*Repetibilitat de dos aberròmetres comercials*" dut a terme per en CARLES OTERO MOLINS.

Les proves en les que participaré formen part del Treball Final de Grau del propi autor en els estudis d'Òptica i Optometria de la Universitat Politècnica de Catalunya (U.P.C.). Totes les proves es realitzen al campus de Terrassa de la U.P.C. a les instal·lacions del CD6 (Centre de Desenvolupament de Sensors, Instrumentació i Sistemes).

Manifesto que se m'ha informat suficientment, de paraula i en forma escrita de la necessitat d'aquest projecte.

He entès les informacions donades sobre els propòsits del projecte, el tipus i quantitat de proves que em realitzaran, la durada de les proves i les repercussions en matèria de seguretat derivades de la participació a l'estudi.

Manifesto també que tots els dubtes han estat aclarits pel seu autor i que puc abandonar en qualsevol moment la realització de les proves donada la meva condició de voluntari/ària.

Per últim, accepto l'ús de les meves dades sorgides d'aquest estudi per a que puguin ser emmagatzemades i estudiades. Però que en cap cas, es reveli la meva identitat personal més enllà entre el autor del treball i els seus dos tutors.

Terrassa, a de/d' del 2013.

Firma del pacient

Firma de l'autor del projecte

10.3 ANNEX III: Gràfiques de Bland i Altman

AOVA: M1-M2

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb l'AOVA (Fig. 29). Les línies discontinuïques superiors i inferiors són els límits de confiança pel primer cas i la línia discontinuïda del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) pel primer cas, valors trobats a la Taula 8.

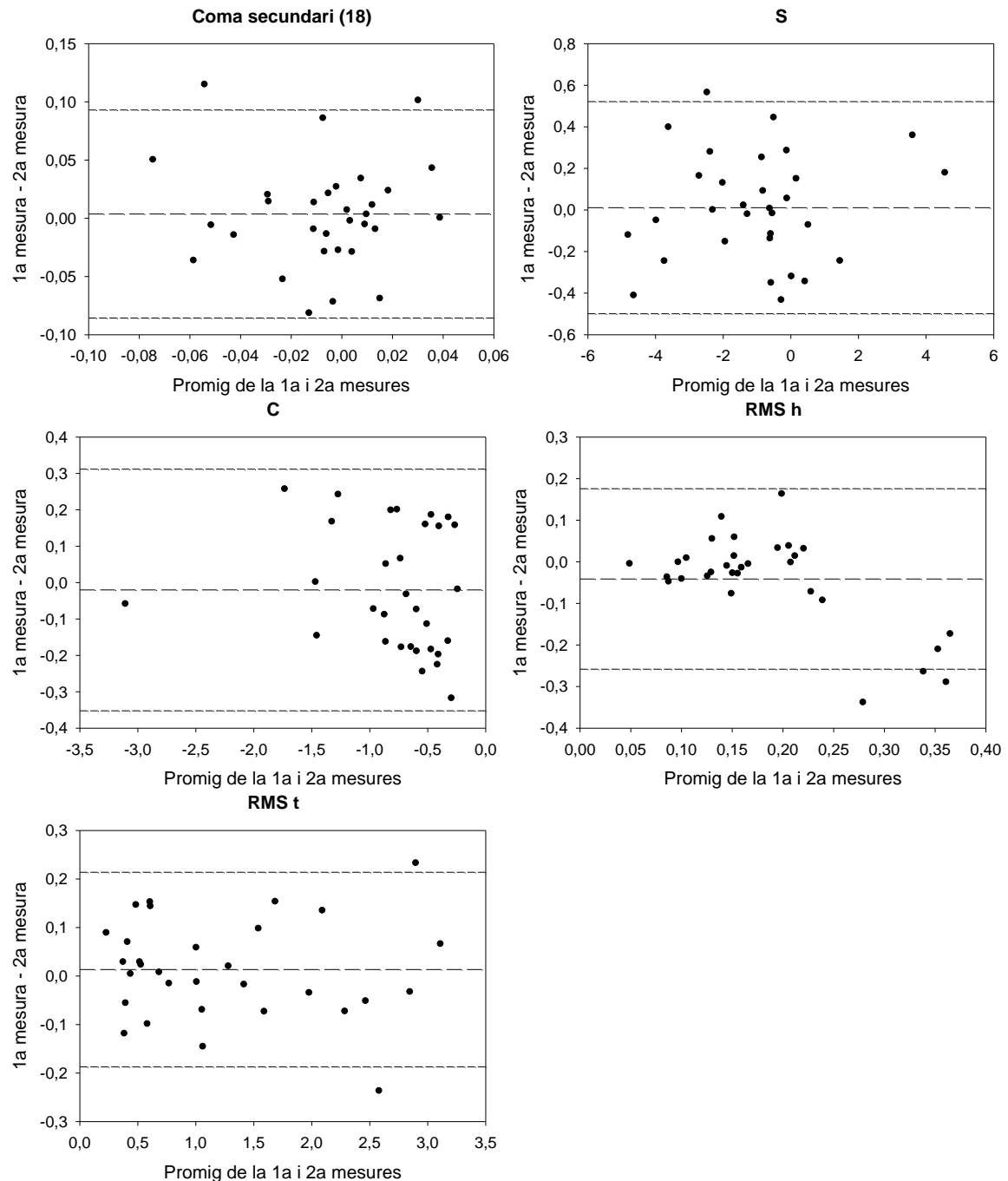


Fig. 29. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona mesura obtinguda amb l'AOVA.

AOVA: M1-M3

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 11 variables, comparant la primera i la tercera mesura de la primera sessió obtinguda amb l'AOVA (Fig. 30, Fig. 31). Les línies discontinuïtes superiors i inferiors són els límits de confiança pel segon cas i la línia discontinuïta del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) pel segon cas, valors trobats a la Taula 8.

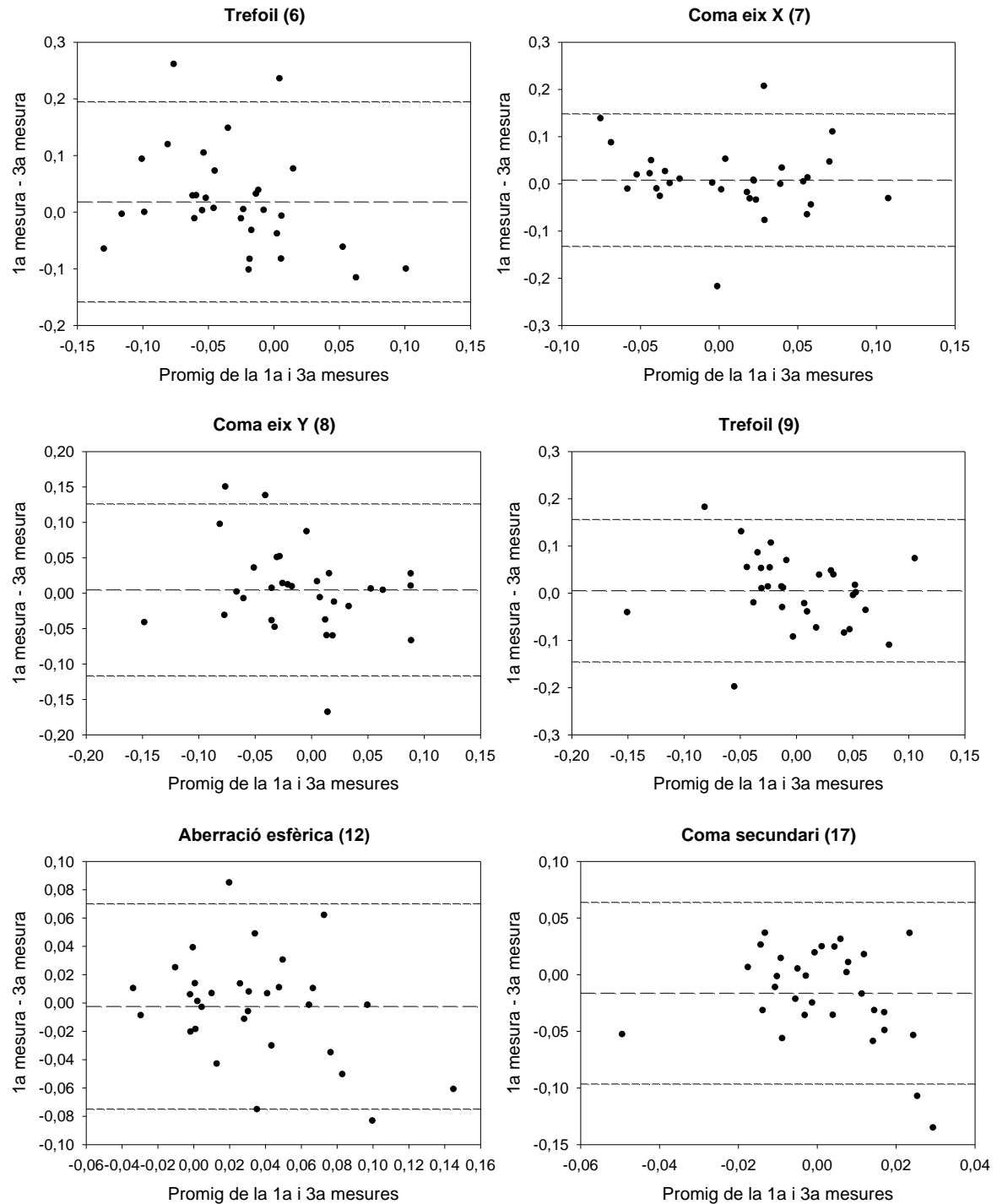


Fig. 30. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la tercera mesura obtinguda amb l'AOVA.

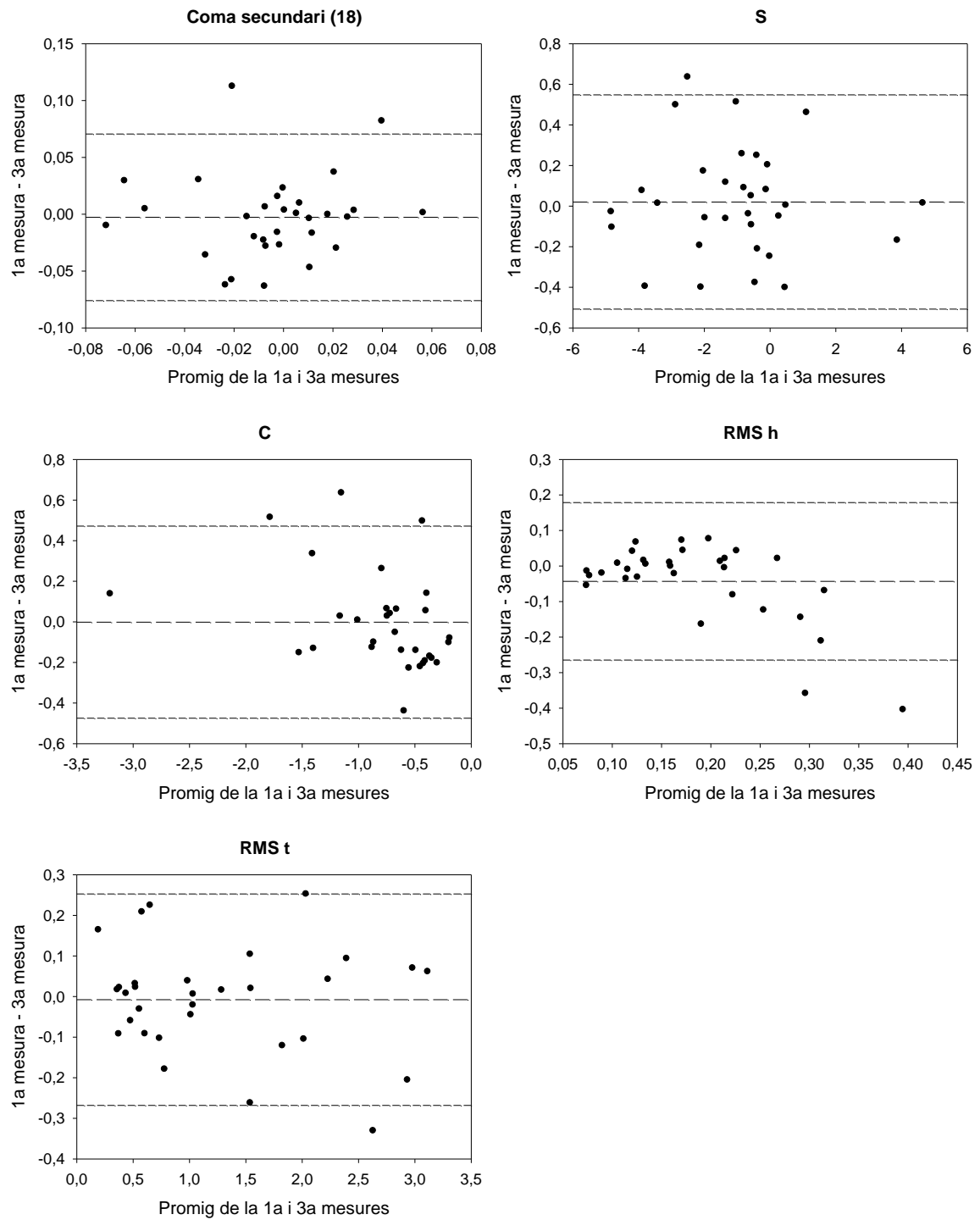


Fig. 31. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la tercera mesura obtinguda amb l'AOVA.

KR-1W: M1-M2

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona mesura de la primera sessió obtinguda amb el KR-1W (Fig. 32). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança pel primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) pel primer cas, valors trobats a la Taula 9.

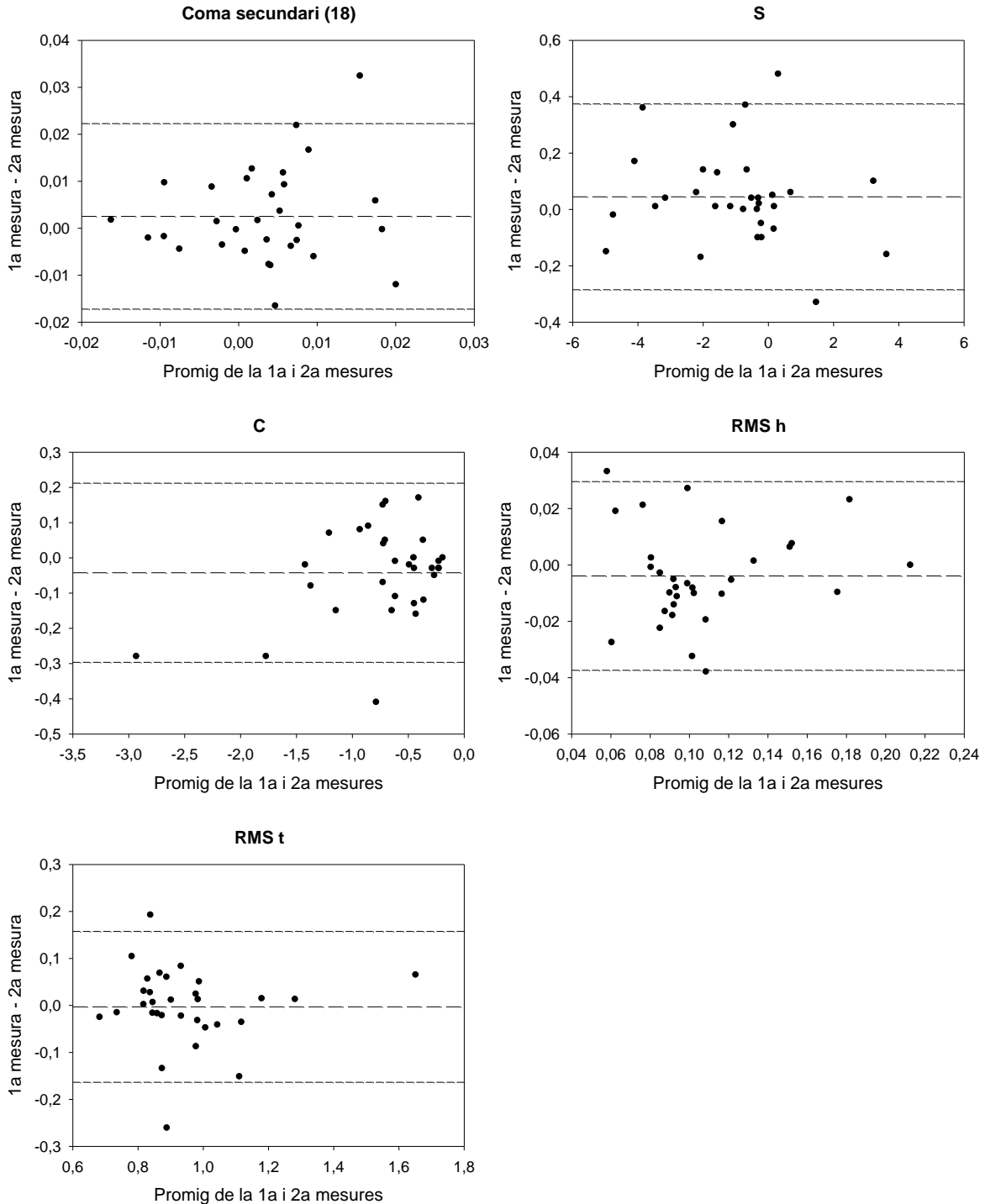


Fig. 32. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona mesura obtinguda amb el KR-1W.

KR-1W: M1-M3

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 11 variables, comparant la primera i la tercera mesura de la primera sessió obtinguda amb el KR-1W (Fig. 33, Fig. 34). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança pel segon cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) pel segon cas, valors trobats a la Taula 9.

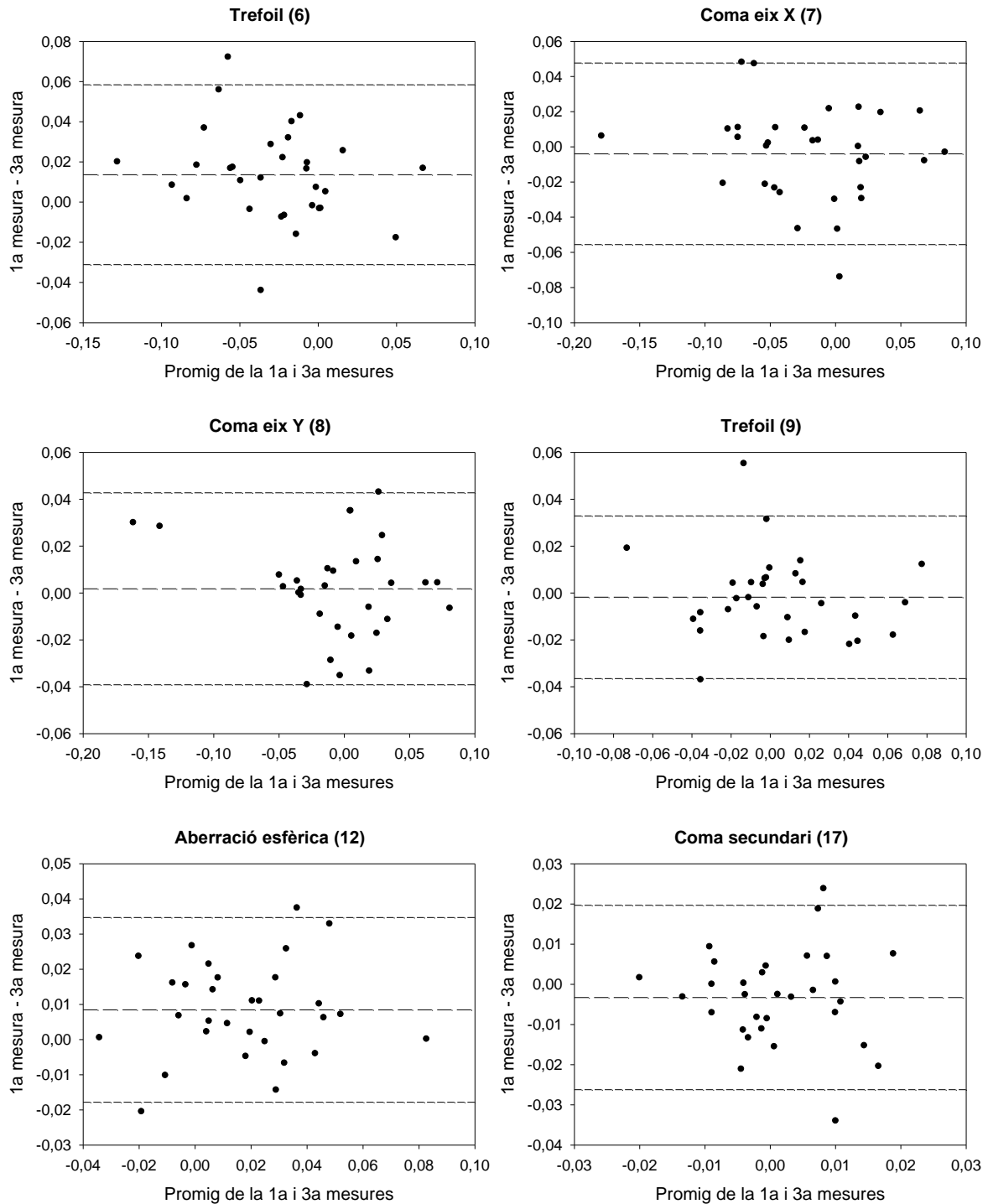


Fig. 33. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la tercera mesura obtinguda amb el KR-1W.

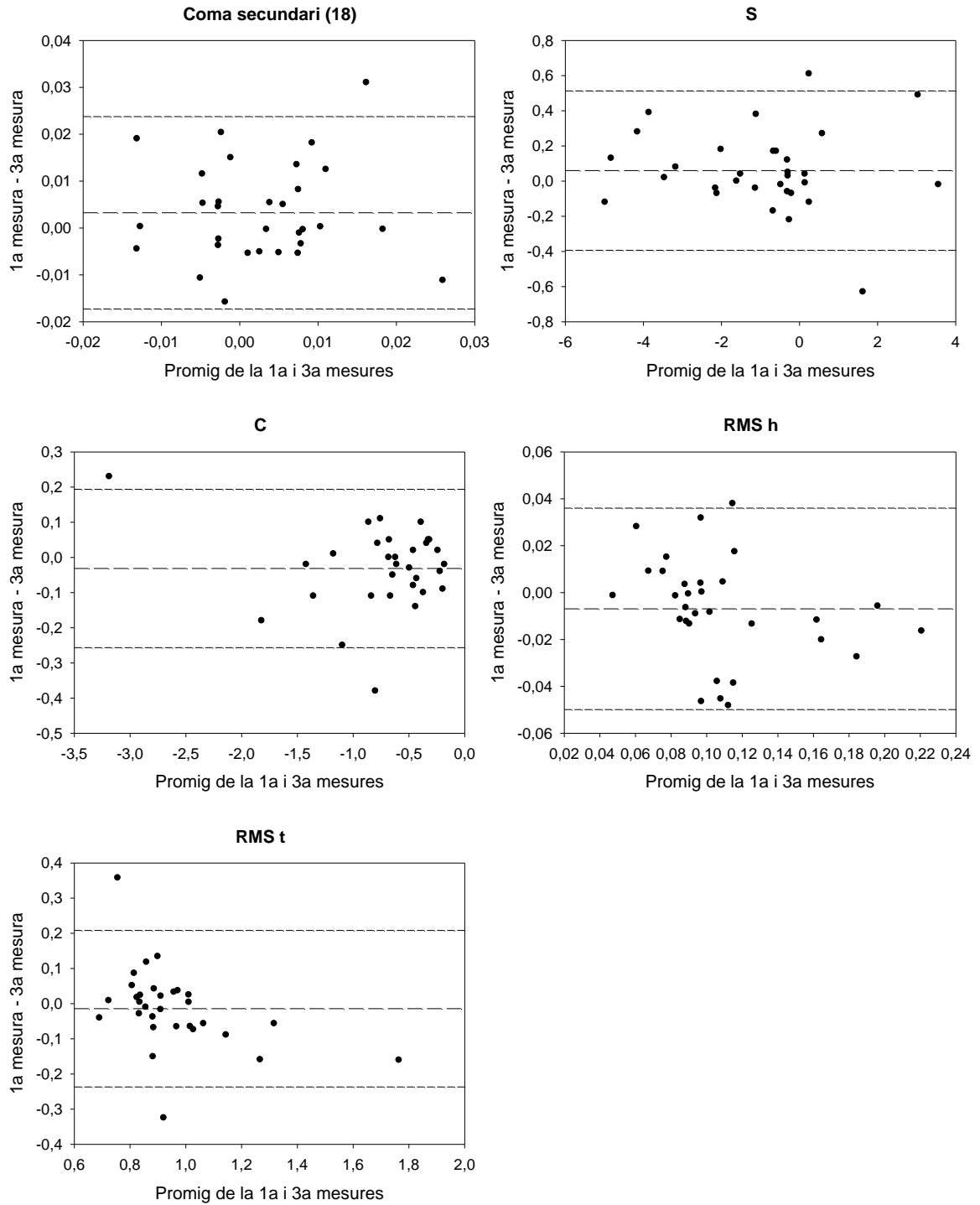


Fig. 34. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la tercera mesura obtinguda amb el KR-1W.

AOVA: S1-S2

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant els valors de la primera i la segona sessió obtinguts amb l'AOVA (Fig. 35). Les línies discontinuïtes superiors i inferiors són els límits de confiança pel primer cas i la línia discontinuïta del mig és el promig de les diferències (Mitjana_d) pel primer cas, valors trobats a la Taula 10.

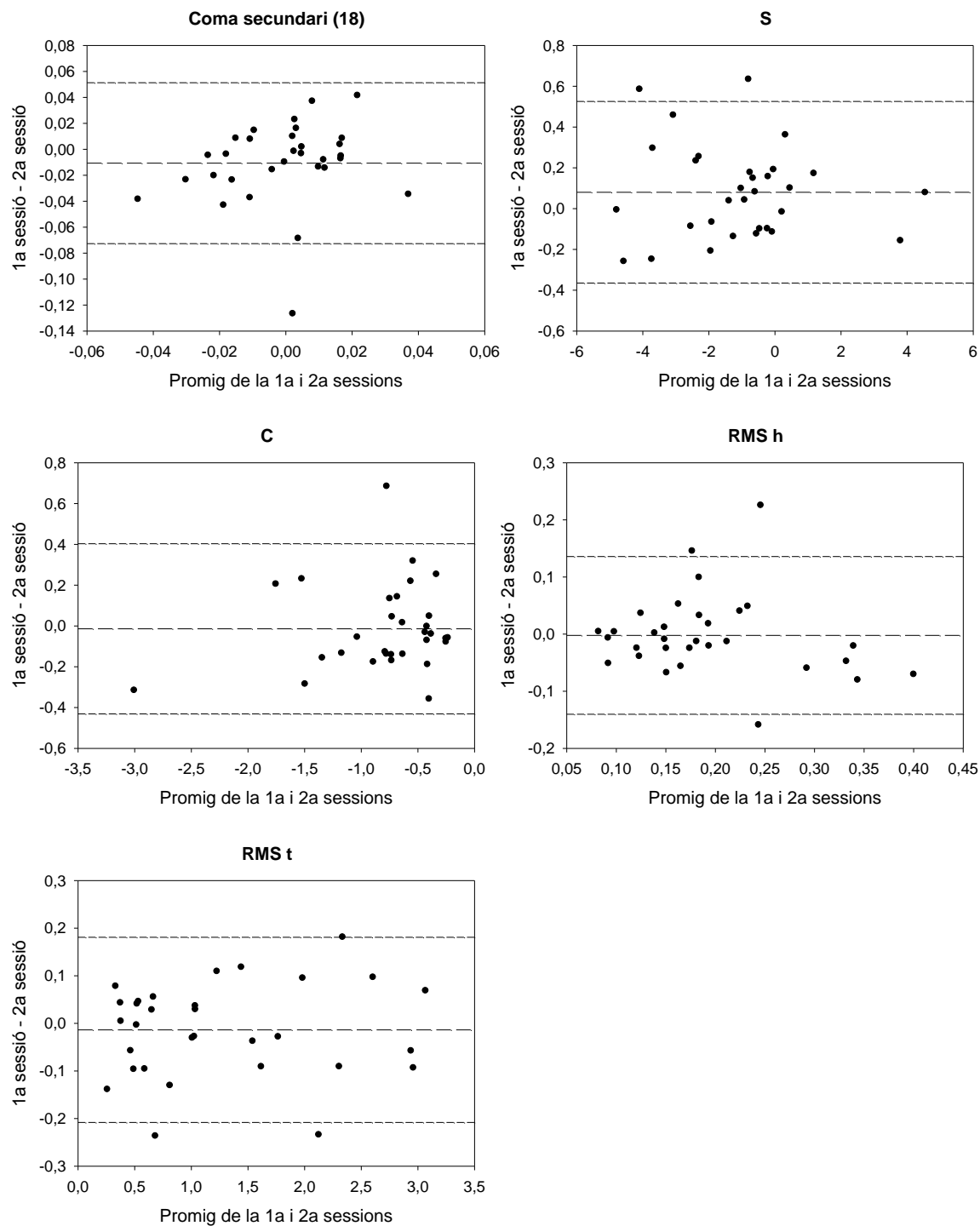


Fig. 35. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona sessió obtinguda amb l'AOVA.

AOVA: S1-S3

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 11 variables, comparant els valors de la primera i la tercera sessió obtinguts amb l'AOVA (Fig. 36, Fig. 37). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança pel segon cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències (Mitjana_d) pel segon cas, valors trobats a la Taula 10.

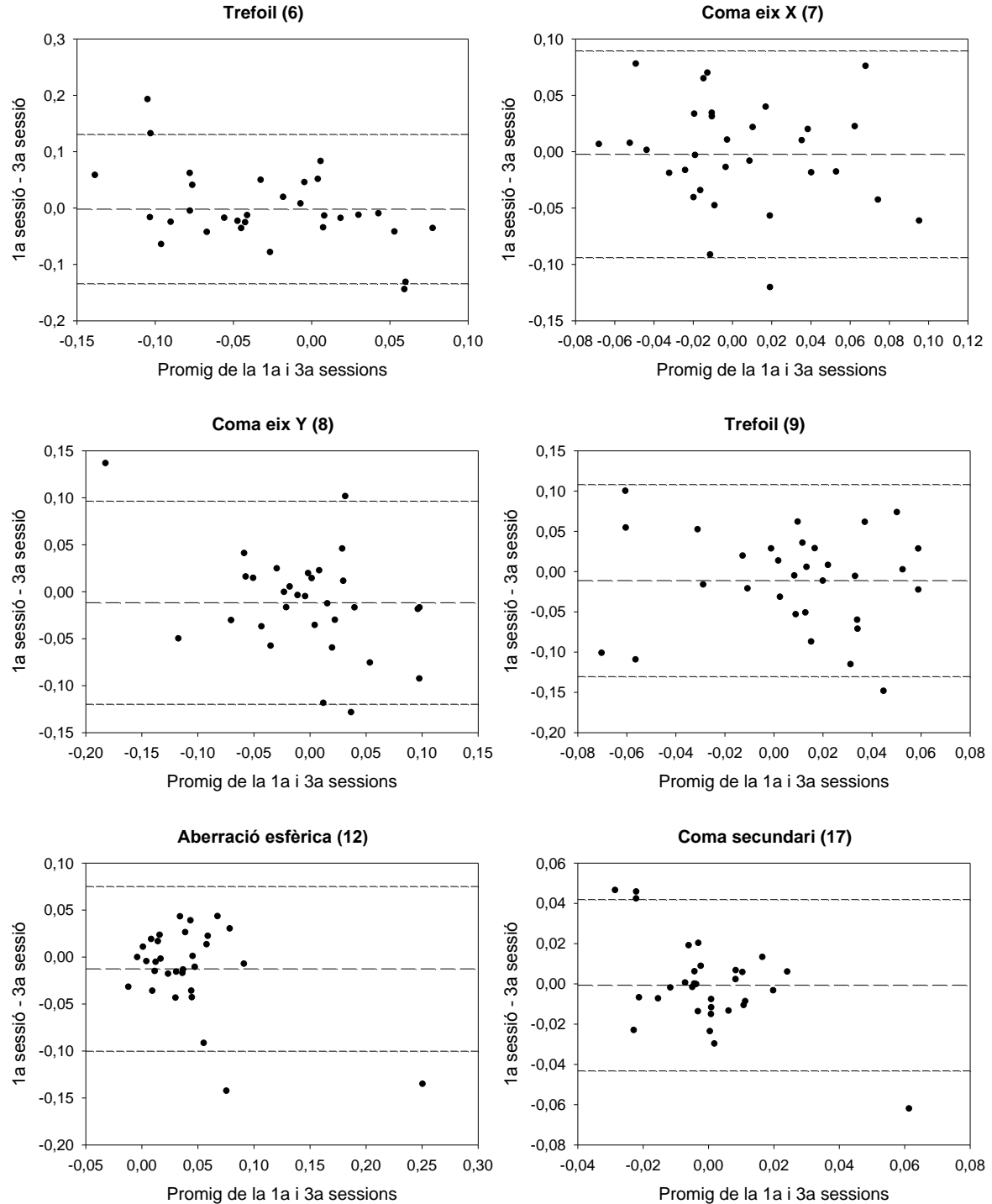


Fig. 36. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la tercera sessió obtinguda amb l'AOVA.

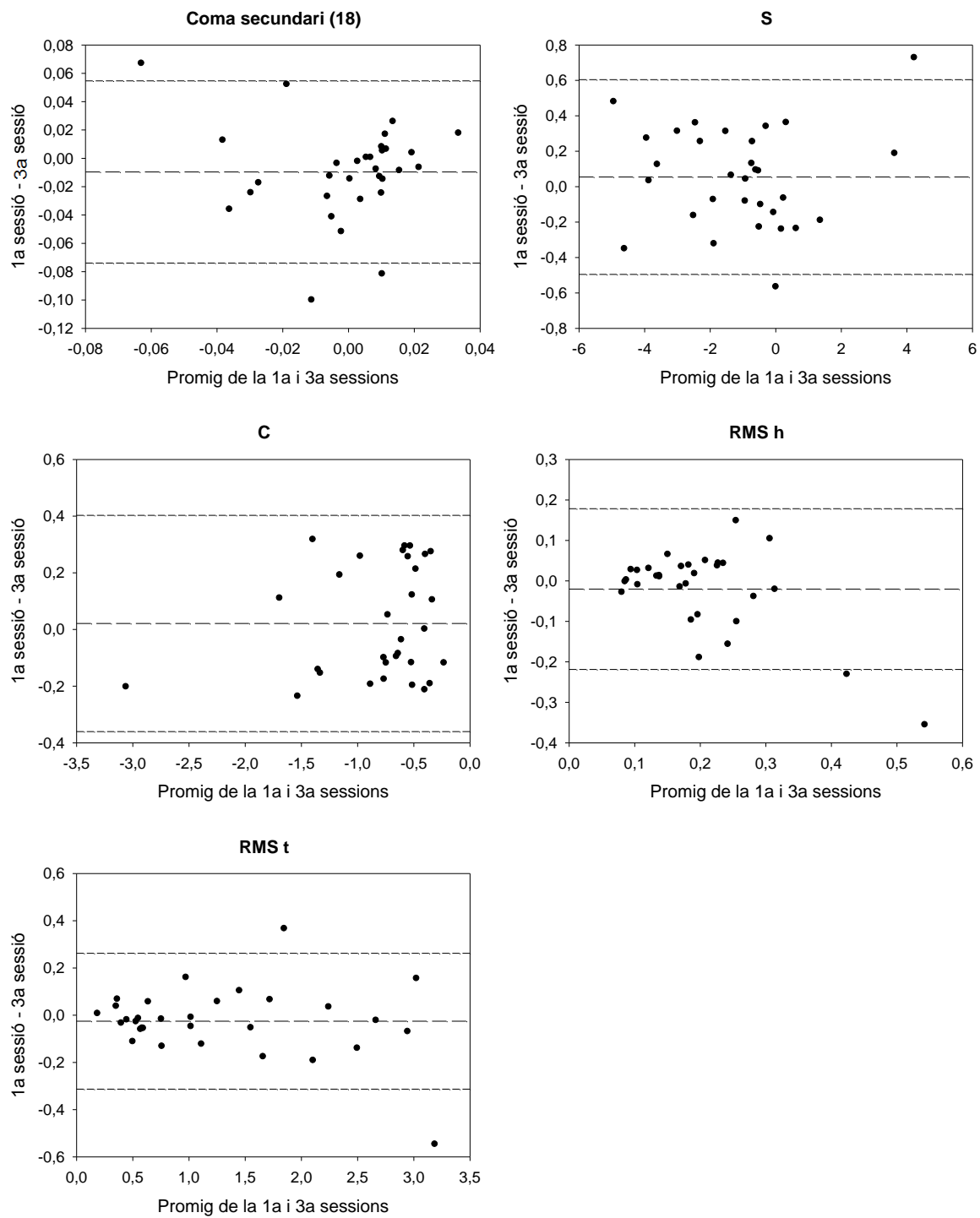


Fig. 37. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la tercera sessió obtinguda amb l'AOVA.

KR-1W: S1-S2

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant els valors de la primera i la segona sessió obtinguts amb el KR-1W (Fig. 38). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança pel primer cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències (Mitjana_d) pel primer cas, valors trobats a la Taula 11.

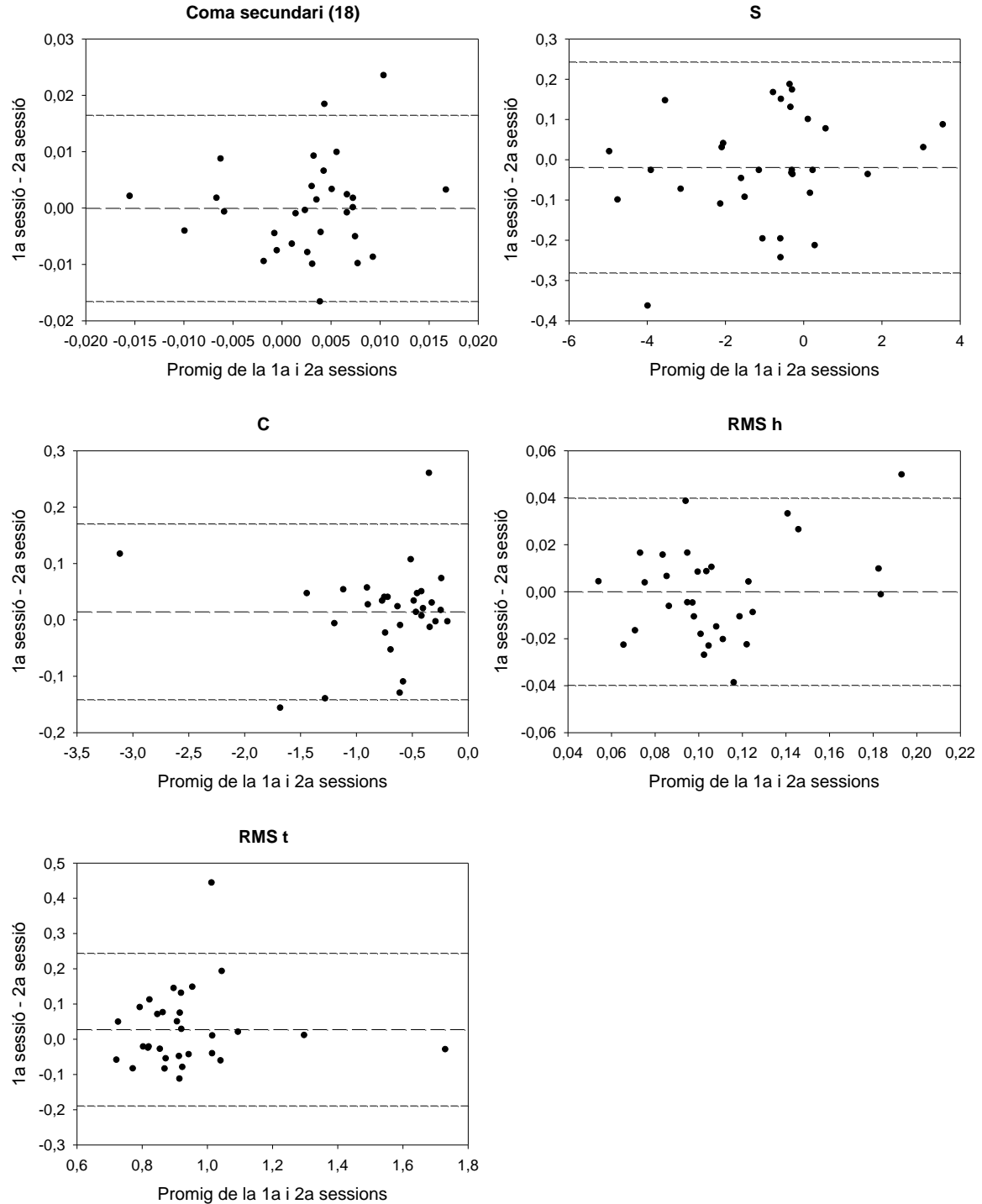


Fig. 38. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la segona sessió obtinguda amb el KR-1W.

KR-1W: S1-S3

A continuació es mostren les gràfiques de Bland i Altman per a les 11 variables, comparant els valors de la primera i la tercera sessió obtinguts amb el KR-1W (Fig. 39, Fig. 40). Les línies discontinües superiors i inferiors són els límits de confiança pel segon cas i la línia discontinüa del mig és el promig de les diferències ($Mitjana_d$) pel segon cas, valors trobats a la Taula 11.

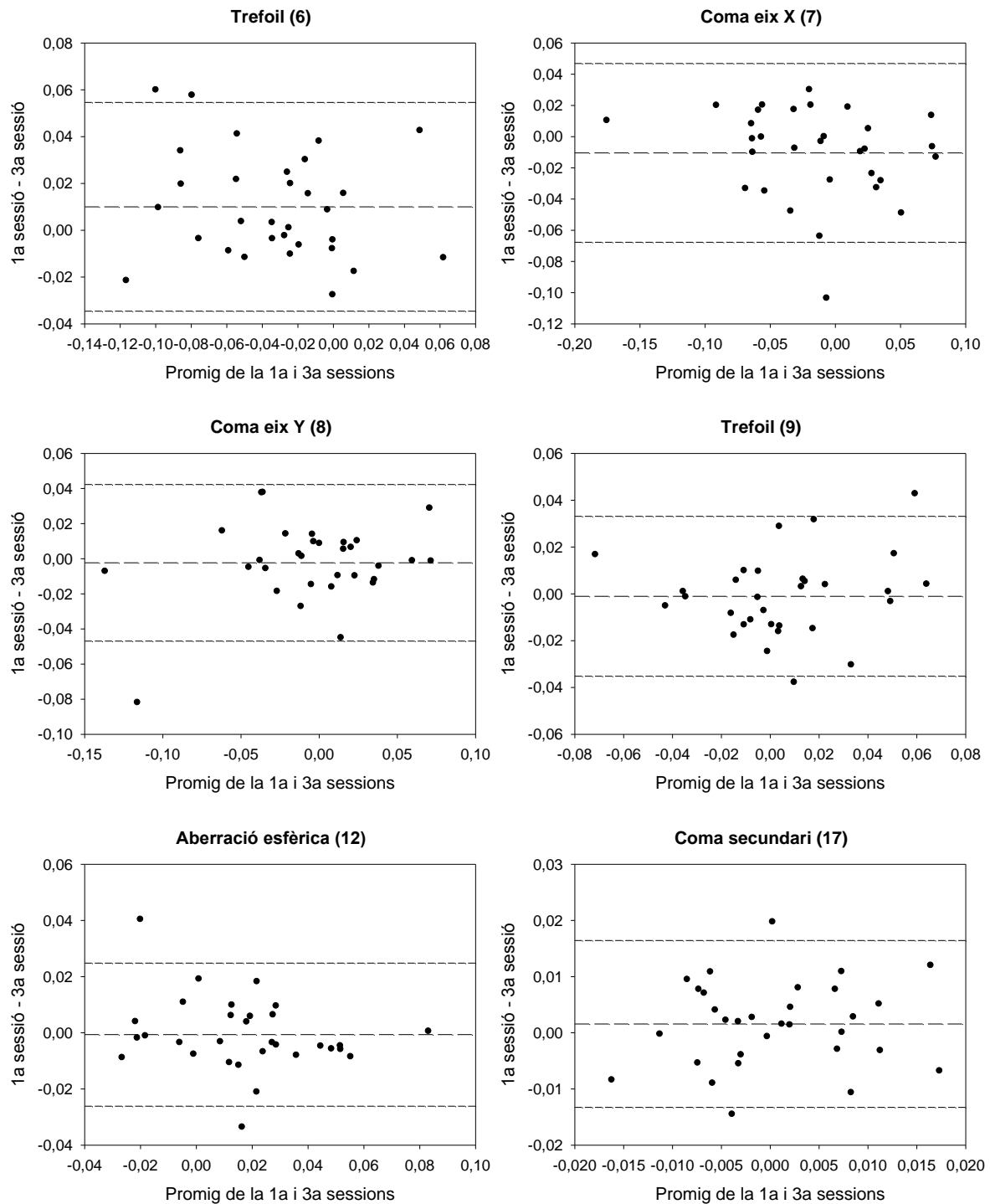


Fig. 39. Bland i Altman per a les 6 primeres variables, comparant la primera i la tercera sessió obtinguda amb el KR-1W.

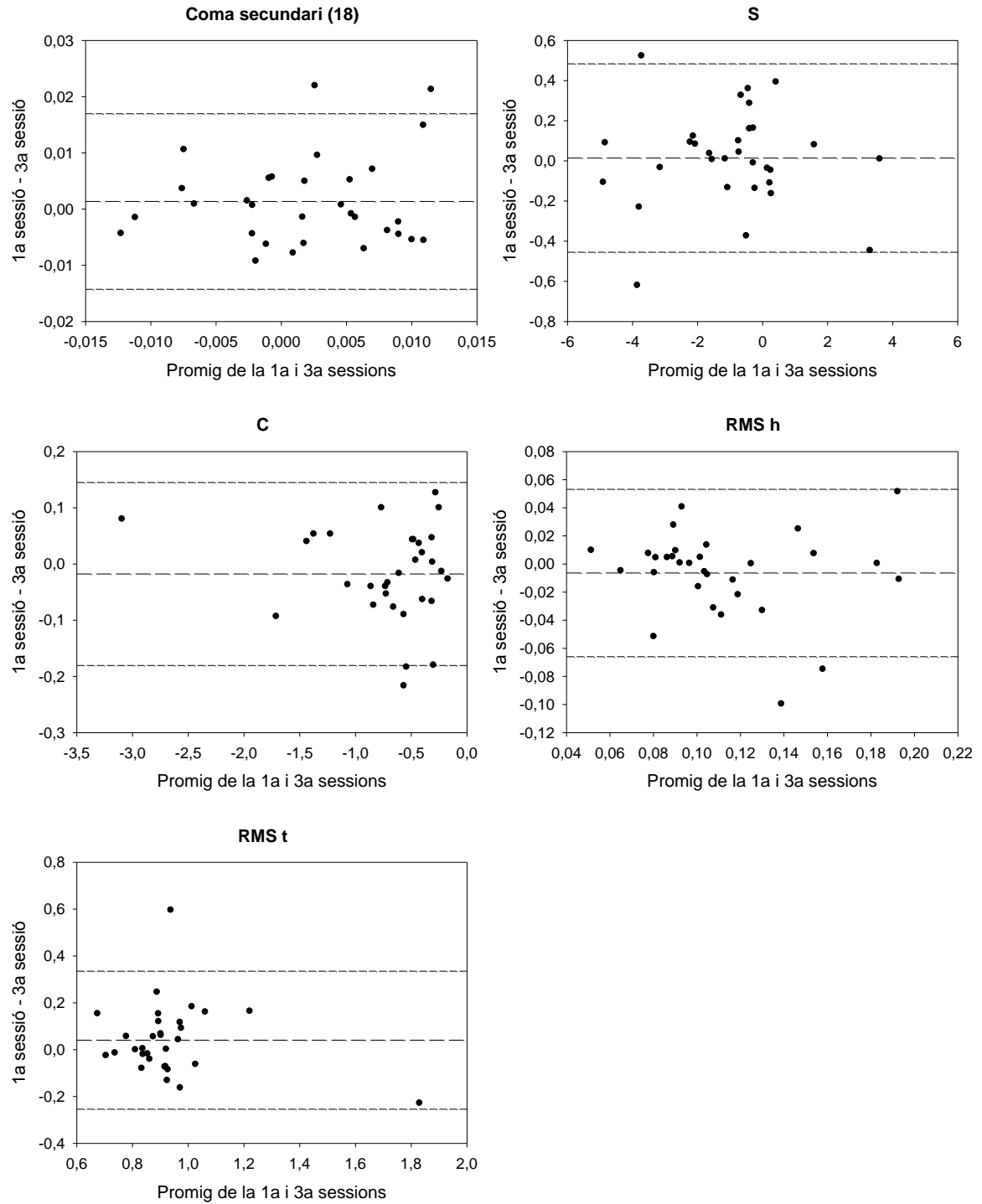


Fig. 40. Bland i Altman per a les 5 variables restants, comparant la primera i la tercera sessió obtinguda amb el KR-1W.

