

OPTOM  MADRID, 1 al 3 de abril 2022

# ASPECTOS POCO CONOCIDOS EN LA EXPLORACIÓN DE LA VISIÓN BINOCULAR

Marc Argilés Sans, PhD

ORGANIZA:



AVALA:



COLABORA:



PARTNER PREFERENTE



### **Declaración de Conflictos de Interés**

La preparación y presentación de este curso NO ha sido financiada, total o parcialmente, por ninguna empresa con intereses económicos, equipos o similares citados en la misma.

## Índice General

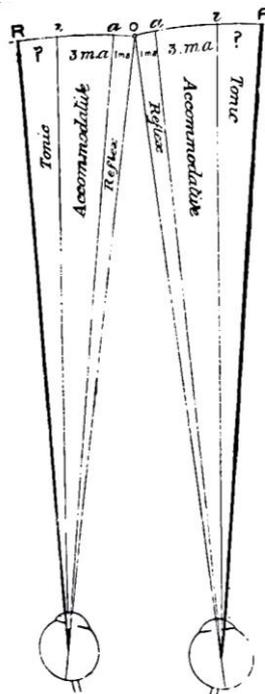
1. Modelo de Ernest E. Maddox.....	4
2. Conceptos básicos en álgebra gráfica .....	5
3. Modelo del sistema de vergencia y acomodación.....	8
4. Aplicación en el estudio optométrico .....	15
4.1. <i>Cover Test</i> .....	15
4.2. Punto próximo de convergencia .....	15
4.3. Reservas fusionales .....	16
5. Sistema fásico y adaptación tónica.....	16
6. Vergencia tónica .....	20
7. Relación CA/C .....	21
8. Curvas de disparidad de fijación .....	24
9. Referencias.....	28
10. Libros recomendados .....	32
11. Anexos .....	33
11.1. Angulo métrico (AM) y dioptría prismática ( $\Delta$ ).....	33
11.2. Cálculo <i>Difference of Gaussians</i> (DoG).....	34
11.3. Figuras <i>DoG</i> y enlace al programa Image J® .....	35
11.4. Gráfica disparidad de fijación.....	36

## 1. Modelo de Ernest E. Maddox

Clásicamente Ernest Edmundo Maddox, en su libro titulado “*The Clinical Use of Prisms and the Descentering of Lenses*”, describió por primera vez que la vergencia contiene cuatro componentes principales: la vergencia tónica, la vergencia acomodativa, la vergencia refleja y la vergencia proximal (Maddox EE., 1893). Esta clasificación aún sigue vigente y avalado por muchos estudios (Wick B, Bedell HE, 1989; Rosenfield M, 1997; Brodsky M., 2020). Estos cuatro componentes son totalmente independientes, pero durante la respuesta de vergencia son aditivos (se suman para generar y contribuir en la respuesta motora). Se podría expresar de la siguiente forma:

$$V_{Total} = \sum_{n=1}^4 v_n$$

En ciertas ocasiones la vergencia tónica, proximal o vergencia acomodativa contribuye excesivamente en la vergencia, y la vergencia refleja ayuda a divergir el sistema binocular para fusionar el estímulo. La vergencia refleja está relacionada con la adaptación de vergencia. En la siguiente imagen original del libro de E.E. Maddox se puede observar la clasificación de los componentes de vergencia (**Figura 1**).

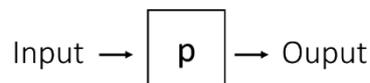


**Figura 1.** Representación esquemática de los componentes de convergencia según Maddox (1893). La vergencia tónica representa el ángulo “R”. *Extraído de Maddox EE., 1893*

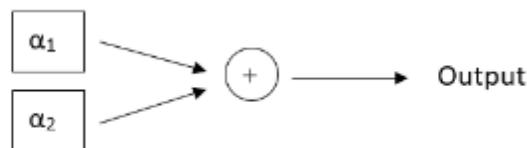
## 2. Conceptos básicos en álgebra gráfica

A lo largo del tiempo se han descrito modelos en visión binocular para estudiar y entender los mecanismos que intervienen en este sistema. Actualmente el modelo de visión binocular se entiende como un modelo doble de acomodación y vergencia, con intervención de la vergencia proximal (que induce una respuesta de vergencia y acomodación por la sensación de proximidad de los estímulos). La mayoría de modelos utilizan un tipo de álgebra gráfica, utilizada en bioingeniería, donde hace falta realizar una introducción previa para entender cómo funciona el modelo y sus ecuaciones.

Éstos modelos utilizan unos elementos de transformación básicos, de esta forma los “*inputs*” se transforman en “*outputs*”. Éstos elementos forman parte de la estructura del sistema y vienen representados normalmente en cajas. Los operadores que realizan este cambio son incluidos dentro de las cajas. El sentido es de izquierda a derecha, es decir, los *inputs* entran por la izquierda y se transforman en *outputs* por la derecha. Por ejemplo en el siguiente esquema básico viene representado una declaración algebraica, que sería  $Output = p * Input$ , los elementos que siguen el mismo camino se multiplican.



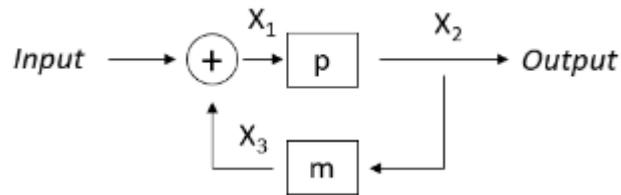
Ahora bien, si tenemos un conjunto de variables que se unen en una misma intersección, se suman entre ellas, por ejemplo:



Este sistema se definiría como  $Output = \alpha_1 + \alpha_2$

En los modelos estáticos podemos tener un sistema de retroalimentación, que será importante ya que en los modelos de visión binocular existen varios. Normalmente se denominan “*loops*” o bucles, e introducen un feedback o “*bias*” en los elementos de transformación. Es importante tener en cuenta que el *bias* normalmente tiene un signo negativo, pero no necesariamente quiere decir que sea perjudicial en el sistema.

Estos bucles cumplen en el control y la regulación de un sistema por varias variables. Se denomina la regla de Mason al siguiente sistema algebraico, con un bucle de retroalimentación:



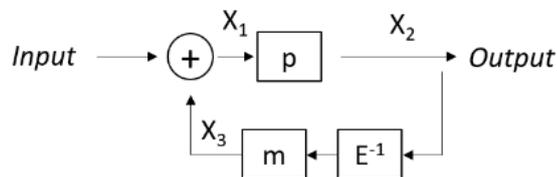
Cada variable se representa como “X<sub>n</sub>”, y son valores del sistema distribuidos en diferentes lugares. En el modelo anterior cada variable representaría la siguiente forma:

- X<sub>1</sub>= Input + X<sub>3</sub>
- X<sub>2</sub>= p \* X<sub>1</sub>
- X<sub>3</sub>= m\* X<sub>2</sub>

Después de varias sustituciones en álgebra, el sistema anterior se podría representar de la siguiente ecuación (1):

$$Output = Input \left[ \left( \frac{p}{1-pm} \right) \right] \quad (1)$$

En algunos sistemas se pueden incluir elementos de latencia, que representan la diferencia entre el tiempo que un estímulo se ha aplicado y su respuesta. Estos operadores de latencia suelen ser representados por un superíndice negativo o positivo, por ejemplo “E<sup>-1</sup>” o “E<sup>1</sup>”. Si el superíndice es positivo sería que la latencia tiene lugar antes de cualquier otra variable del sistema. Ambos son operadores lineales, por ejemplo en el siguiente sistema se ha integrado la latencia en bucle negativo:



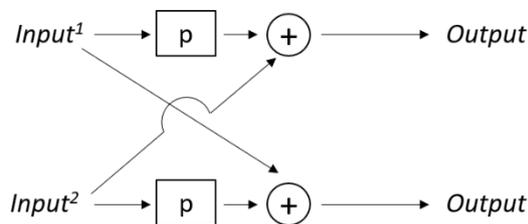
Utilizando la regla de Mason se puede resolver este sistema como:

- X<sub>2</sub>= p\*(Input – m\*E<sup>-1</sup>\* X<sub>1</sub>)
- Output= p\*(Input – m\*E<sup>-1</sup>\*Output)

A través de varias sustituciones quedaría la siguiente expresión:

$$\text{Output}_{t+1} = p \cdot \text{Input}_{t+1} - p \cdot m \cdot \text{Output}$$

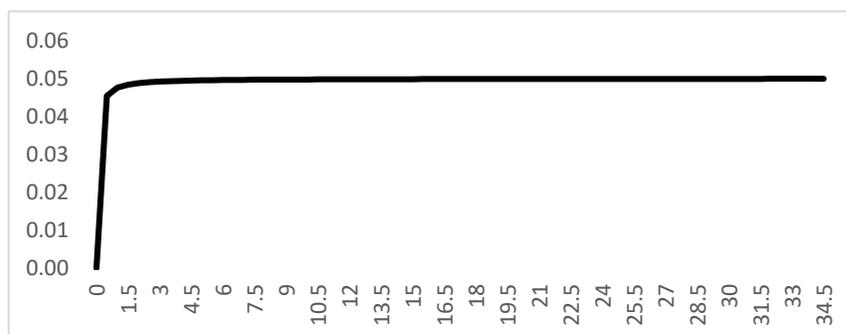
Un modelo de *feedback* en álgebra lineal viene representado con lo que se conoce como brazos de Richardson, que representa un sistema de ecuación lineal y estático que se cruzan entre ellos. Los *feedbacks* son importantes ya que en los modelos de visión binocular representan la relación AC/A y CA/C. Por ejemplo si miramos el siguiente sistema veremos dos flechas que se originan en cada Input, pero que se entrelazan entre ellos. Estas flechas serían los *feedbacks* del sistema, es decir, que el Input<sup>1</sup> induce una respuesta en el Output inferior, y a la inversa, con lo que este sistema está entrelazado.



También nos podemos encontrar en algunos sistemas variables de integración débil, o "*leaky integrator*", que representan un sistema diferencial ( $\frac{dx}{dt}$ ) que pierde potencia o entrada en función del tiempo. La ecuación principal se escribe mediante la siguiente expresión (2)

$$\frac{\tau}{\tau \cdot s + 1} \quad (2)$$

En el cual " $\tau$ " es el tiempo y " $s$ " el operador de cambio (*Gain*). La típica gráfica de un componente de integración débil tiene la siguiente forma ( $s=20$ ):



Este elemento se puede pensar como un componente que es sensitivo a los cambios de disparidad de retina o borrosidad, pero no en la magnitud. Los primeros autores en incorporar éste elemento en el modelo de visión binocular fueron Krishnan y Stark (1977).

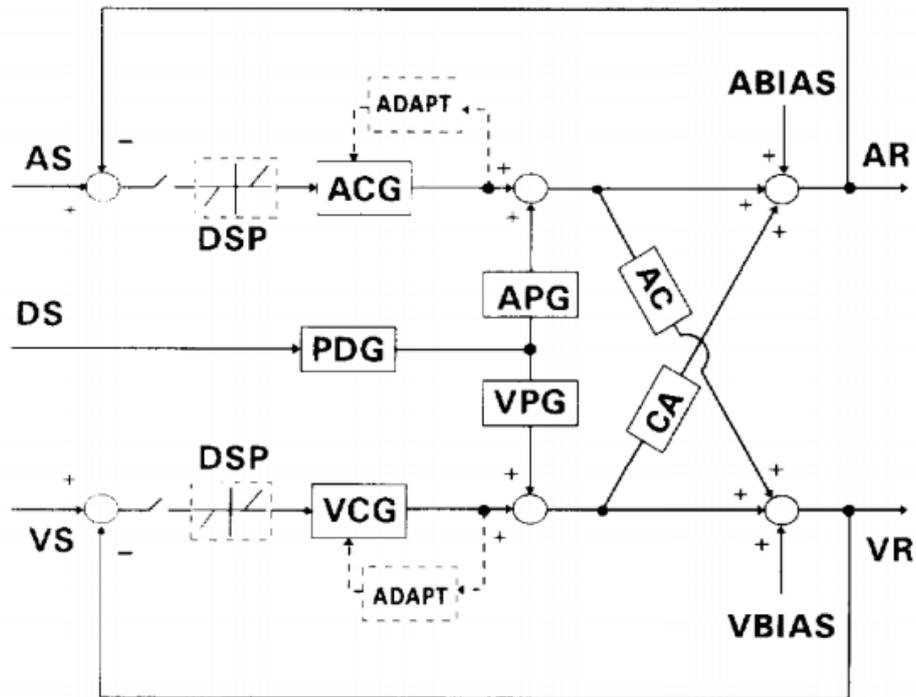
Normalmente se puede encontrar con éstas expresiones gráficas:



### 3. Modelo del sistema de vergencia y acomodación

Una vez repasado los aspectos básicos para entender un sistema de álgebra básica, vamos a exponer el modelo de visión binocular más aceptado actualmente. Y es que a lo largo del tiempo ha habido modelos previos como por ejemplo el de Westheimer y Mitchell (Westheimer G, Mitchell A., 1956), donde indicaron por primera vez que el *Input* predominante en el control de vergencia era la disparidad de retina. Posteriormente, de Kirshnan y Stark (1997) propusieron un sistema de latencia diferencial que permite generar una respuesta rápida (fásica) en el sistema de vergencias (Krishnan VV, Stark L., 1977). No fue hasta los trabajos de Clifton Schor donde se incorporó el doble control en el sistema de vergencias, un sistema fásica (rápido) y tónico (lento), del cual se expresaron mediante sistemas diferenciales (Schor C., 1979).

Uno de los modelos más aceptados actualmente es el de Hung, Ciuffreda y Rosenfield (1996) donde incluyeron por primera vez la contribución del componente proximal en el modelo (acomodación y vergencia proximal) (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996). Este modelo lo podemos ver en la siguiente **Figura 1**, que representa un modelo estático con feedback dualitario en el sistema de vergencias y acomodación.



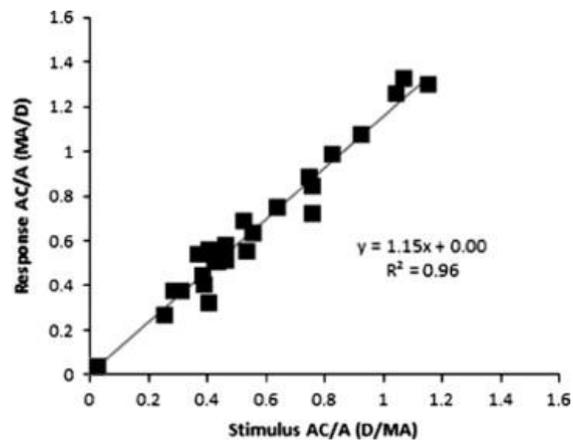
**Figura 1.** Modelo de Hung, Ciuffreda y Rosenfield. Imagen extraída de Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996.

Primero observamos que para que exista una respuesta acomodativa (AR) y una respuesta de vergencia (VR), que podría ser acomodar o no en el sistema acomodativo, o realizar una convergencia o divergencia en el sistema de vergencia, hace falta un estímulo en el sistema acomodativo (AS) y un estímulo de vergencia (VS). Para realizar cálculos dentro del modelo, una convergencia representa una disparidad de vergencia positiva, y una divergencia una disparidad de vergencia negativa. Se ha visto que a nivel celular también se cumple que la convergencia y divergencia tienen dos sistemas neuronales completamente diferenciados (Mays L.,1984). Ya que el modelo es dualitario, podemos contemplar que si por ejemplo realizamos una acomodación de 2.5D, realizaremos una vergencia de  $2.5 \text{ MA}^1$  ( $\approx 15\Delta$ ). Los brazos superiores e inferiores sirven de retroalimentación en el sistema, son los denominados "loops". En la parte superior sería el *loop* acomodativo y en la parte inferior el *loop* de vergencia. Si nos fijamos, contribuyen en el sistema mediante un signo negativo, que sería el "bias" o sesgo, que retroalimenta el sistema, y se denomina *feedback* negativo.

<sup>1</sup>: En el Anexo 11.1 se describe el cálculo de MA (Ángulos Métricos) a dioptrías prismáticas ( $\Delta$ )

Este *feedback* negativo se puede entender como un proceso de respuesta motora para reducir el estímulo que lo ha creado. Por ejemplo, una disparidad de tipo cruzada estimula la inervación de la vergencia positiva, que converge los ojos y por consecuencia reduce ésta disparidad cruzada. Cuando el sistema está cerrado (es decir, los *loops* están activos retroalimentando el sistema), se denomina "*closed-loop*", cuando el sistema está abierto se denomina "*open-loop*". Por ejemplo, el sistema "*open-loop*" en el sistema de vergencia indicaría que la respuesta de vergencia no proviene de la disparidad de retina. Esto se puede conseguir simplemente tapando un ojo o disociando el sistema mediante prismas. Un sistema en "*open loop*" no tiene un método para ajustar el *Output*, por lo que su respuesta viene directamente por el otro brazo, haciendo que el sistema sea menos estable que en condiciones "*closed-loop*".

Vamos a explicar cada proceso del modelo de la **Figura 1**, empezando por el sistema acomodativo. En primer lugar, después de la AS (provocado básicamente por la borrosidad de la retina), con un umbral de 0.05D, menor que la profundidad de foco, que implica que el sistema acomodativo responde más rápido a un estímulo de borrosidad (Kotulak y Schor., 1986), será el estímulo "gatillo" que inicie la DSP, que implica también la profundidad de foco. Este integrador débil (recordemos que se puede "saturar" incorporando un agujero estenopeico) inicia la ACG (un controlador acomodativo), que suele llamarse "*Gain*", siendo una descripción cuantitativa de cuando eficiente es el sistema acomodativo de convertir éste estímulo acomodativo en inervación acomodativa. De forma experimental este valor se ha atribuido un parámetro de 10 (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996). A la vez la ACG recibe un controlador de tiempo adaptativo (ADAPT). Posteriormente recibe una respuesta de la APG, que sería la acomodación proximal (el efecto de proximidad de objetos también inicia una respuesta acomodativa), y envía una señal en el sistema de vergencias a través del cruce AC, que representaría la relación respuesta AC/A. Hay que tener en cuenta que este componente es diferente a la relación AC/A que medimos clínicamente, ya que normalmente medimos el estímulo AC/A, y no la respuesta, siendo valores que mantienen una correlación (**Figura 2**), pero de media la relación respuesta AC/A es 16% mayor que la relación estímulo AC/A (Sweeney et al, 2014).



**Figura 2.** Gráfico de dispersión entre la relación respuesta AC/A y la relación estímulo AC/A, mostrando una gran correlación entre las dos medidas,  $r^2 = 0.96$ ,  $p < 0.001$ . *Extraído de Sweeney et al, 2014.* \*\*\*Hay un error en este gráfico, las unidades del estímulo AC/A debería ser MA/D.

La relación AC/A representa la intervención que produce la vergencia acomodativa, este mecanismo normalmente se denomina sinquinesis. La relación AC/A y CA/C van ligadas entre ellas, pero no mantienen una relación lineal inversa. La relación AC/A describe el efecto de la acomodación en el sistema de vergencia. Relaciones AC/A elevadas indicarían un efecto mayor del sistema acomodativo en el de vergencia. Para medir la relación AC/A hay que eliminar la disparidad de vergencia, por lo que la acción aislada de la vergencia acomodativa influirá en la respuesta de vergencia. Esto se puede conseguir mediante la técnica de Vong Graefe, varilla de Maddox o Cover Test. Ahora bien, hay que tener en cuenta que los efectos de proximidad influyen en la medida de la relación AC/A, con que no es una medida pura, ya que está “contaminada” por estos efectos, sobretodo cuando se mide a través de la técnica del cálculo.

Respecto la CA/C, que representa la convergencia acomodativa, ayuda a mantener una nitidez en el estímulo generando respuestas motoras en el sistema de vergencia, por lo que proporciona un *bias* en la acomodación refleja y esta acción minimiza la borrosidad a todas las distancias, haciendo que la acomodación refleja actúe de manera eficiente. Finalmente la ABIAS, de alrededor de 1 D (Rosenfield et al, 1993) que representa la acomodación tónica, se suma al sistema conjuntamente con la CA, que sería la relación CA/C, que sirve como retroalimentación en la respuesta acomodativa (AS). La relación CA/C mantiene una relación lineal con la disparidad de vergencia, a más disparidad de vergencia, más intervención de la convergencia acomodativa. La media de la CA/C varía entre personas, aunque la media suele ser de 0.1 D/Δ. Por ejemplo, si una persona tiene una CA/C de 0.1 D/Δ y realiza una convergencia de 5 Δ, generará 0.5 D de convergencia acomodativa.

Si la CA/C es muy alta o muy baja afecta a la acomodación refleja. La respuesta CA/C y estímulo CA/C mantienen una buena relación lineal, aunque con mucha mas variabilidad respecto la AC/A, siendo la CA/C respuesta un 25% mayor que el estímulo (Sweeney et al,2014).

Finalmente todas estas señales se suman para dar la respuesta final de la AR, que vendria representado por la siguiente ecuación en condiciones “open-loop”

$$AR = (PDG * APG * DS) + \left( PDG * VPG * \frac{CA}{C} * DS \right) + ABIAS$$

Paralelamente el sistema de vergencias se inicia con la VS (provocado por la disparidad de retina, dentro de las áreas de Panum, dando una señal de entrada a la DSP, con un umbral de 0.01 MA ( $\approx 0.06 \Delta$ ). Esta señal se multiplica por el controlador de vergencias (VCG), con un valor de 150 (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996), que sirve como entrada en la señal adaptativa (ADAPT) en el propio sistema. La vergencia proximal (VPG) es un elemento que entra en el sistema y representa la contribución de la proximidad en el sistema de vergencias, y envia una señal que influirá a la relación CA/C. Se ha observado que en condiciones “open-loop” esta contribución suele ser del 0.04 al 7.00 % (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996), muy bajo, aunque algunos autores indican que juega un papel importante como pistas para una respuesta motora en el sistema de vergencias y acomodación (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996). Los efectos de proximidad en el sistema acomodativo en “closed-loop” y el sistema de vergencia en “open-loop” (*Acl, Vol*), condiciones que clínicamente suele ocurrir en un sistema disociado mediante el método de Cover Test, varilla de Maddox o la técnica de Von Graefe, son dados mediante la siguiente expresión, siendo DS el estímulo de distancia:

$$Efectos\ proximidad_{Acl,Vol} = \frac{0.0409 * DS}{(0.950 * DS) + 0.0555}$$

Posteriormente la vergencia tónica (VBIAS) se suma a la señal final produciendo la respuesta total VR, siendo la ecuación:

$$VR = (PDG * VPG * DS) + \left( PDG * APG * \frac{AC}{A} * DS \right) + VBIAS$$

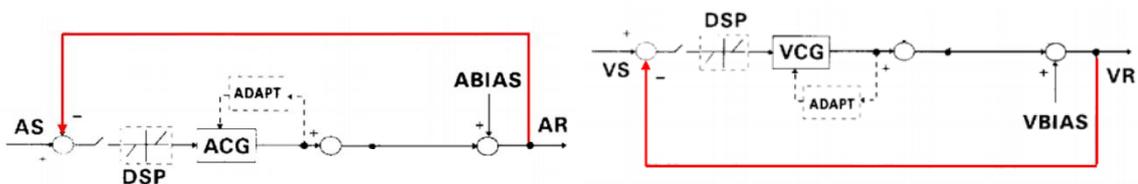
Sin la contribución de la VBIAS la disparidad de vergencia requeriria más demanda de la disparidad de fijación, con lo que la visión de lejos sufriria más. No hay un input de la VBIAS ya que no es influenciado por otros mecanismos.

Los siguientes autores extraeron los siguientes parámetros de la ABIAS, VBIAS, AC/A y CA/C mediante modelos de computación (Hung G, Ciuffreda KJ, Rosenfield M., 1996):

- ABIAS (Acomodación tónica)= 0.61 D
- VBIAS (Vergencia tónica) = 0.29 MA  $\approx$  1.75  $\Delta$
- AC/A= 0.80 MA/D  $\approx$  4.8  $\Delta$ /D
- CA/C= 0.37 D/MA  $\approx$  0.06 D/ $\Delta$

Recordemos que tenemos dos procesos adaptativos, denominados ADAPT. Estos mecanismos reducen el estrés del sistema comeprsado factores que inicialmente pueden producir un estrés en el sistema de vergencia y acomodación. La adaptación de vergencia es un mecanismo que genera una inervación (*bias*) que reduce la disparidad de fijación después de completar una respuesta de vergencia. La adaptación de vergencia es estimulado por la vergencia acomodativa y la disparidad de vergencia, no por estímulos de retina. El componente ADAPT requiere normalmente de minutos para adaptarse a la nueva magnitud de vergencia, y está relacionado con la vergencia tónica (lenta), no confundir con el componente VBIAS. Se detallará este aspecto en el **Apartado 5**.

Finalmente recordemos que el sistema puede estar en dos condiciones diferentes, “*open-loop*” y “*closed-loop*”. El sistema “*closed-loop*” sería el que se retroalimenta consigo mismo. En la **Figura 3** se muestra el *loop* específico del sistema acomodativo y de vergencia.



**Figura 3.** En esta imagen se muestra en la izquierda el modelo del sistema acomodativo y a la derecha el de vergencias, de forma separada. En color rojo se ha resaltado el circuito de retroalimentación o *loop*, en este caso de forma cerrada.

En condiciones normales de visión binocular el circuito está cerrado en los dos sistemas, condiciones que se denomina “*dual closed-loop*” con lo que las pistas de borrosidad y vergencia están presentes, con la contribución de la proximidad de alrededor del 0.04%. Si queremos abrir el circuito de vergencia tendremos que eliminar el *input* de la disparidad de vergencia. Al realizar la prueba de Cover Test, varilla de Maddox o Von Graefe abrimos el loop en el sistema de vergencia, haciendo que el sistema acomodativo influya en su totalidad. Por este motivo es importante controlar al máximo la respuesta acomodativa mientras evaluamos la foria.

En cambio si queremos abrir el circuito acomodativo tendremos que utilizar un sistema que no permita estimular la borrosidad, con lo que no es tan fácil. Por ejemplo, la utilización de agujeros estenopeicos es una opción, ya que abre el loop acomodativo aumentando el máximo la profundidad de foco, saturando el sistema. La utilización de imágenes de baja frecuencia o procesadas utilizando una diferencia de Gaussianos (*Difference of Gaussians*)<sup>2</sup> es un tipo de estímulo que hablaremos posteriormente que permite, en parte, abrir el loop acomodativo y evaluar en estas condiciones, siendo importante si queremos evaluar la relación CA/C.

---

<sup>2</sup>. En el Anexo 11.2 se describe el cálculo de procesamiento de imagen de un *Difference of Gaussians*

## 4. Aplicación en el estudio optométrico

### 4.1. Cover Test

Al ocluir un ojo durante la prueba de *Cover Test* el sistema de vergencia se encuentra en “*open-loop*” a nivel central y periféricamente, por lo que el mayor estímulo proviene del *crosslink* en el sistema acomodativo, dicho de otra forma, la relación AC/A, el estímulo de proximidad (si se realiza en visión cercana) que produce un efecto de *bias* continuo, y la influencia de la vergencia tónica (VBIAS). Hace falta dejar el ocluser un mínimo de tiempo para que la vergencia fusional adaptativa se disipe e empiece a renderizarse completamente en “*open-loop*”. Algunos autores señalan que debe ser 15 segundos (Hung GK., 2001), y otros indican que un mínimo de 20 minutos (Rosenfield M, Chun T, Fischer S., 1997). La posición final detrás del ocluser viene definido por la relación AC/A. Si estamos realizando el *cover-uncover* debemos tener en cuenta que en condiciones binoculares el sistema está en “*closed-loop*”, y cuando se vuelve a ocluir debe dejarse el tiempo suficiente para renderizarse. En visión lejana la respuesta de foria vendrá influenciado por la vergencia tónica (VBIAS) principalmente (Rosenfield M, Ciuffreda K.,1190). Debemos tener en cuenta que la respuesta al destapar el ojo es de una vergencia asimétrica para recuperar la fusión motora, ya que toda la disparidad de retina está presente en un solo ojo (si existe una foria disociada). De manera interesante existen diferencias entre la vergencia simétrica y asimétrica (Semmlow et al,2007; Semmlow et al,2008), siendo más pronunciado en pacientes con insuficiencia de convergencia (Alvarez T, Kim E.,2013).

### 4.2. Punto próximo de convergencia

Para su evaluación normalmente se utiliza un estímulo físico que se va moviendo lentamente hacia la línea media del paciente, produciendo una respuesta simétrica de vergencia que determina la capacidad de convergencia máxima, con valores de normalidad alrededor de 100-120  $\Delta$  (Scheiman M, Wick B.,2008). Cuando se excede del punto próximo de convergencia no hay fusión y el ojo no dominante se moverá hacia una posición en “*open-loop*”. Si el estímulo se aleja en cierto punto puede volver a recuperar la fusión (recuperación), habiendo un movimiento de vergencia asimétrico. Esta prueba evalúa principalmente los componentes VCG (*Gain*) y la musculatura extraocular. A través de las ecuaciones de la **Figura 4** se puede extraer la ecuación del valor VCG, que sería:

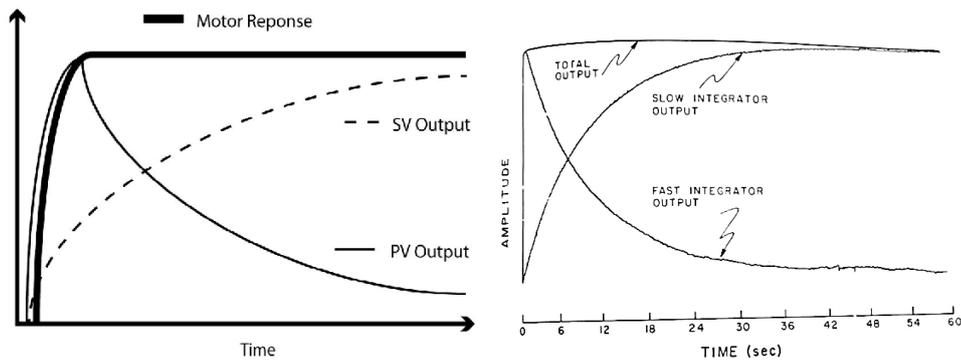
$$VCG = \frac{VR - VBIAS}{VS - DSP}$$

### 4.3. Reservas fusionales

La medida de las reservas fusionales miden los límites motores de la disparidad de vergencia cruzada (convergencia) y descruzada (divergencia), por lo que evalúan íntegramente el componente VCG, y en segundo lugar la musculatura extraocular. Valores normales de VCG dan respuestas de vergencia precisas, pero si el valor de VCG es demasiado elevado puede dar lugar a un exceso de convergencia, y si es demasiado bajo en insuficiencia de convergencia (Hung GK., 2001). Cuando aumentamos la demanda prismática la magnitud de respuesta viene dada por VCG, y si el paciente experimenta borrosidad es a causa de la vergencia acomodativa (relación CA/C) que excede la profundidad de foco. Indirectamente podría a ver una relación en los rangos de borrosidad y la relación CA/C, aunque actualmente no hay estudios clínicos que confirmen esta relación. Cuando el paciente presenta diplopía el sistema de vergencia se renderiza en “*open-loop*” y el ojo no fijador lentamente y exponencialmente irá en su posición de foria. Cuando se reduce la cantidad prismática suele a ver un recobro fusional, movimiento que tiene lugar mediante una vergencia asimétrica.

### 5. Sistema fásico y adaptación tónica

Mantener la visión binocular es un proceso de fuerzas dinámicas, controladas por la fusión motora, la vergencia tónica, proximal, acomodativa y la adaptación de vergencia, que también se denomina adaptación de foria (Brodsky M.,2020). Esta adaptación permite compensar la demandas extremas de fusión motora y sensorial, reduciendo la foria disociada a la distancia que se está fijando, y por tanto disminuyendo también la foria asociada. Cuando se realiza un cambio de vergencia (o cuando se antepone un prisma delante de un ojo) actúan dos componentes, la vergencia rápida o fásica, y posteriormente la respuesta lenta, o adaptación tónica (no confundir con la vergencia tónica). La vergencia fásica y adaptación tónica dependen entre ellos y trabajan mutuamente (Erkelens I, Bobier W., 2017). Inicialmente se genera una vergencia fusional (fásica) que posteriormente se irá supliendo por la adaptación de vergencia para reducir la demanda motora (**Figura 4**).



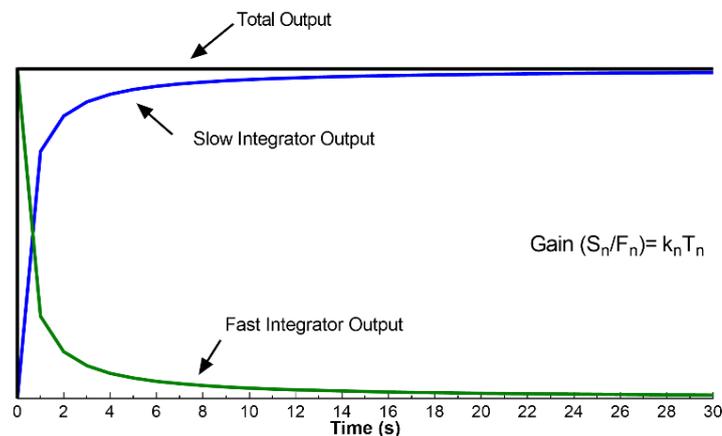
**Figura 4.** Izquierda= Respuesta fásica y adaptación tónica durante un cambio de vergencias. SV= Vergencia tónica o lenta, PV= Vergencia fásica o rápida. En la imagen de la derecha tenemos la misma representación por el autor original del concepto. *Imagen de la izquierda extraída de Erkelens I, Bobier W., 2017. Imagen de la derecha extraída de Schor CM., 1979.*

Las ecuaciones que caracterizan la amplitud de la SV y la PV de la **Figura 4** vienen dadas por:

$$SV = \frac{1}{1 + K_s T_s}$$

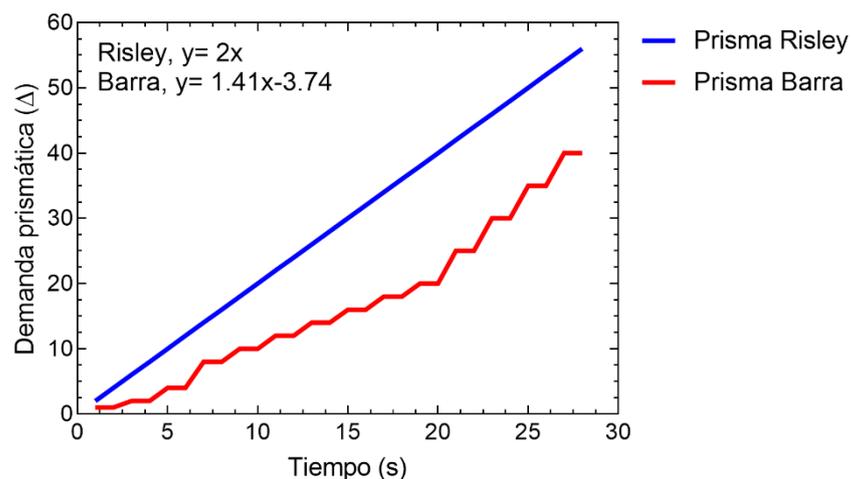
$$PV = \frac{1}{1 + K_s T_s}$$

$SV+PV=1.0$ , siendo  $SV/PV= K_s T_s$  el controlador “Gain” de vergencia, en el caso de la SV si el valor es bajo indicaría una baja adaptación de vergencia. El gráfico de la derecha se simuló mediante los controladores siguientes,  $K_s T_s = 100$ . Aplicando los mismos parámetros se obtiene una gráfica similar a la siguiente (**Figura 5**):



**Figura 5.** Gráfica de la vergencia fásica y adaptación de vergencia con un parámetro  $K_s T_s = 100$ .

Por ejemplo, es posible que cuando medimos las reservas fusionales a través del método de la barra de prismas estamos midiendo la respuesta fásica, en cambio cuando se realiza mediante los prismas de Risley se mide a través de la respuesta de adaptación tónica, ya que las barras de prismas implican saltos prismáticos, más acentuados cuando más elevada es la demanda de vergencia. La **Figura 6** está construida en base a que en el caso del método de Risley vamos aumentando  $2 \Delta/s$  ( $1\Delta$  por cada ojo), y en la barra de prismas vamos subiendo cada 2 segundos un escalón. Ahora bien, aunque depende de cada fabricante, existen barras prismáticas con la siguiente escala: 1, 2, 4, 8, 10, 12, 14, 16, 18, 20, 25, 30, 35 y  $40 \Delta$ . La media de velocidad con el método de Risley es de  $2 \Delta/s$ , y con la barra de prismas de  $\approx 1.40 \Delta/s$ , tal como muestran las pendientes de la regresión lineal (**Figura 6**). Durante el mismo tiempo de prueba (28 s), el aumento con el método de Risley es uniforme y gradual, a diferencia de la barra de prismas. Esto podría ser un motivo añadido en encontrar discrepancias entre éstos dos métodos (Rowe F.,2010; Goss D, Becker E.,2011; Lança C, Rowe F.,2019).



**Figura 6.** Diferencia de demanda prismática entre la medida de la reserva fusional mediante la técnica de prismas y Risley.

La adaptación de foria (o de vergencia o tónica) representa la inervación en la construcción motora de la vergencia para sostener un nuevo punto de demanda de vergencia, que puede ser mientras se cambia de fijación entre dos distancias (salto de vergencia), o cuando anteponemos un prisma delante del ojo. La adaptación de foria recalibra el tono de los músculos extraoculares (Spencer S, Firth A., 2007) y permite alinear la vergencia hacia la ortoforia, reduciendo la carga motora (Brodsky M, Jung G., 2015). Podemos contemplar la adaptación de foria como un repositorio inervacional para modular el tono de vergencia y estabilizar el alineamiento binocular, sea horizontal, vertical o torsional (Taylor et al, 2000).

De manera importante la disparidad binocular no genera la respuesta de adaptación de foria, sino más bien la señal motora de la vergencia fásica (Leigh J, Zee D., 2015), que empieza a iniciarse alrededor de 100 ms después de la respuesta fásica, y puede tardar a disiparse alrededor de 30 minutos (Henson D, North R., 1980). De hecho, este tiempo de disipación de la adaptación de foria indicaría porque las desviaciones latentes hay que disociar más, siendo el motivo porque otros autores indican una oclusión monocular de 20 minutos mínimo para estimar el valor total de la foria latente (Rosenfield M, Chun T, Fischer S, 1997).

En casos de endotropia acomodativa la adaptación de foria enmascara la desviación real, por este motivo se suele encontrar diferentes desviaciones según el día y el tipo de Cover Test, y también explica el fenómeno de “mi paciente se come los prismas” si realizamos un tratamiento prismático y cada vez demanda más prisma. El motivo está en que haría falta cuantificar la adaptación de foria. Los pacientes más adecuados para un tratamiento prismático son aquellos que tienen una buena adaptación de foria. Si existe una adaptación de foria deficiente no tendrá una buena adaptación al tratamiento prismático.

Se ha visto que puede llegar a afectar la desviación final en casos de cirugía de endotropia (Brodsky M, Jung G., 2015) y en casos de exotropía intermitente se cree que la adaptación de foria ayuda a controlar la desviación, más incluso que las amplitudes de convergencia (Brodsky M, Jung G., 2015). En el caso de medir las reservas fusionales, la adaptación de foria explica por qué las medidas de divergencia salen más bajas si se miden primero las amplitudes de convergencia, por este motivo se recomienda medir primero las amplitudes de divergencia y posteriormente de convergencia (Scobee R, Green E., 1948; Lança C, Rowe FJ., 2010). En casos de insuficiencia de convergencia se ha demostrado un déficit en la adaptación tónica de convergencia (Brautaset R, Jennings J., 2005), y la terapia visual mejora este proceso (Brautaset R, Jennings J., 2006).

Existen métodos en la literatura científica que, a través de una forma relativamente fácil, nos permite medir y cuantificar la adaptación de foria (Han et al, 2010; Alvarez et al, 2017; Santos E, Yaramothu C, Alvarez T., 2018, Morales et al, 2020), pero su explicación se escapa del objetivo de este curso.

## 6. Vergencia tónica

La vergencia tónica representa la posición de los ejes visuales en ausencia de estímulos acomodativos, proximales y de vergencia. Se cree que deriva de la inervación tónica de la musculatura extraocular, adoptando una posición de 0.25-0.75 AM ( $\approx 1.5$  a  $\approx 4.5$   $\Delta$ ) de convergencia respecto su foria en visión binocular normal (Rosenfield M, Ciuffreda K, Hung G., 1991) o según otros autores de  $\approx 2\Delta$  BT respecto su foria en condiciones normales, es decir “*closed-loop*” (Scheiman M, Wick B., 2008). Esta posición es muy diferente a la posición anatómica, debajo los efectos de la anestesia o la muerte, en que los ojos adoptan una posición de divergencia entre 15 y 27° (Stutterheim NA., 1934). Para evaluar la vergencia tónica es necesario minimizar el estímulo de vergencia (disparidad), acomodación (borrosidad) y proximidad (distancia). Se ha comprobado que la utilización de agujeros estenopeicos a nivel binocular, a oscuras, y a través del método de Von Graefe para evaluar la foria de lejos, es un método que permite evaluar la vergencia tónica de forma fiable, similar a las encontradas en laboratorio (Ward PA, Charman WN., 1987; Rosenfield M, Ciuffreda K;1991). En el caso de endoforias elevadas de lejos, la medida de la vergencia tónica podría aportar una información útil en el diagnóstico, sobre todo en el caso de que la diferencia entre la foria disociada y la vergencia tónica sea muy diferente entre ella, que indicaría la necesidad de aumentar la posible prescripción prismática (Scheiman M, Wick B., 2008). No existe mucha literatura científica sobre la vergencia tónica y aún faltan estudios para caracterizar bien éste parámetro en diferentes disfunciones binoculares, aunque muchos autores creen que clínicamente es importante. A modo esquemático, la vergencia tónica se mide siguiendo éstos pasos:

1. Adecuar la refracción de lejos en foróptero
2. Cerrar la luz ambiental
3. Anteponer agujeros estenopeicos en los dos ojos
4. Presentar una columna de lejos y comprobar que cada ojo pueda ver la columna, ajustar la DNP si requiere.
5. Poner 12  $\Delta$  BN en el ojo derecho y 6  $\Delta$ BS en ojo izquierdo<sup>3</sup>.
6. Disminuir el prisma del ojo derecho hasta que el paciente indique alineación de columnas
7. La vergencia tónica tendría que ser  $\approx 2\Delta$  BT respecto su foria de lejos. Si por ejemplo tenemos un paciente con 10  $\Delta$  BN, la medida anterior (paso 6), debería finalizar a  $\approx 8\Delta$ BN.

---

<sup>3</sup>No es importante el valor exacto del prisma vertical (incluso horizontal), mientras consigamos disociar la visión binocular.

## 7. Relación CA/C

La convergencia acomodativa o CA/C proporciona información del *cross-link* entre el sistema de vergencia y acomodativo. Si queremos medir la relación estímulo CA/C es necesario eliminar cualquier estímulo de borrosidad para que el sistema acomodativo no actúe, y así estudiar de manera íntegra la contribución de la vergencia en el sistema acomodativo. La medida de la relación CA/C no es algo habitual a realizar clínicamente por varios motivos. En primer lugar porque no se ha estudiado y validado los rangos normativos, en parte por el hecho del motivo dos, y es que su medida clínica no es fácil. Abrir el *loop* acomodativo podría realizarse mediante agujeros estenopeicos, pero clínicamente realizar una retinoscopia a través de éstos es prácticamente imposible. Ahora bien, existen estudios que indican que la utilización de imágenes procesadas mediante una diferencia de Gaussianos o “*Differences of Gaussians*”, de frecuencias bajas (sobre 0.1-0.3 cpg) no estimulan el sistema acomodativo, siendo libres de borrosidad (Tsuetaki T, Schor C.,1987). Algunos estudios han utilizado el programa informático Image J<sup>®4</sup> con un radio sigma de 16 a través del filtro “*Gaussian Blur*” para crear este tipo de imágenes (Sweeney et al, 2014). La luz del retinoscopio parece que tampoco estimula la acomodación (Tsuetaki T, Schor C.,1987).

Ciertas investigaciones indican que la medida de la CA/C, juntamente con la AC/A, mejora el conocimiento en el manejo de las disfunciones binoculares y acomodativas (Schor C, Narayan V., 1982, Daum et al, 1989; Jiang BC., 1994), ya que tenemos las dos medidas de relación entre el sistema de vergencias y acomodación. Se han descrito varios métodos clínicos para la medida de la CA/C, del cual hay que realizar la medida del retardo acomodativo mediante la técnica del MEM o del NOTT y observar el cambio a través de la incorporación de prismas (Wick B, Currie D., 1991). Su cálculo es homónimo a la relación AC/A (3):

$$CA/C = \frac{Lag_1 - Lag_2}{\Delta \text{ o } AM} \quad (3)$$

Siendo  $Lag_1$  el valor sin prisma, y  $Lag_2$  el valor con prisma, su resta es en valor absoluto, y se divide por la cantidad de prisma añadido o el ángulo métrico utilizado. Ahora bien, los métodos de cálculo de la CA/C no suelen ser equiparables (Goss et al, 2015), similar a las distintas medidas de la AC/A (gradiente vs calculada).

---

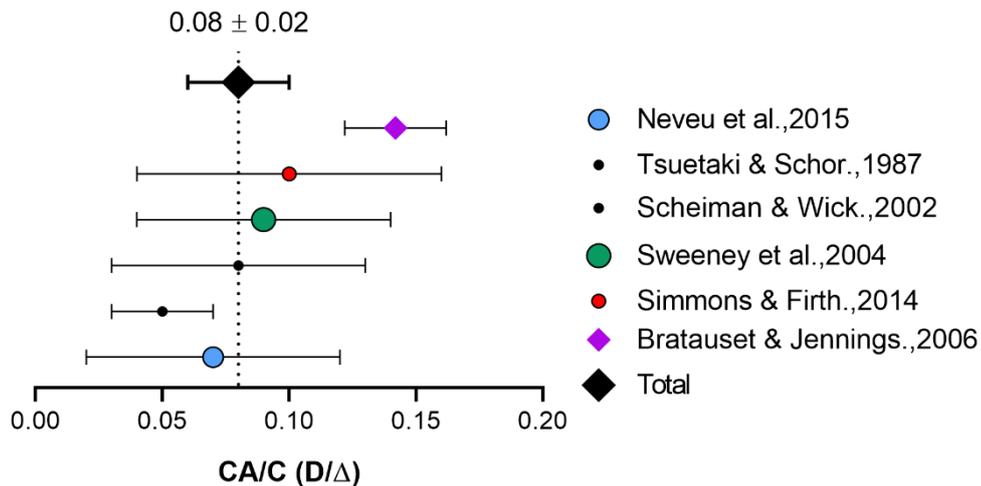
4.En el Anexo 11.3 está el enlace para el programa Image J<sup>®</sup>, junto a diferentes imágenes DoG

Clásicamente los valores de normalidad se sitúa a 0.5/MA, equivalente a  $\approx 0.08 D/\Delta$  (Scheiman M, Wick B., 2008, Sweeney et al, 2014, Goss et al, 2015). Otros estudios indican un rango de normalidad de 0.04 a 0.22 D/ $\Delta$  (Hirani K, Firth A., 2009). En tercer lugar, una de las dificultades clínicas para su medida es que el valor es muy pequeño. Diferentes estudios han definido valores de normalidad, tal y como se muestra en la siguiente **Tabla 1**. El estudio de Bratauset y Jennings (2006) es el único que estudió al relación CA/C en caso de insuficiencia de convergencia.

**Tabla 1.** Valores encontrados de CA/C (unidades D/ $\Delta$ ) en diferentes estudios. El número de participantes (N), junto al método de cada estudio (frecuencia de la imagen, distancia, prismas y método de retinoscòpia) se muestra en la tercera columna. Cpd equivale a ciclos por grado.

Estudio	Participantes	Método	Valor
<i>Neveu et al.,2015</i>	N=21 27.50 $\pm$ 4.50	DoG (0.20 cpd) 0.4 m 8 $\Delta$ BT	0.07 $\pm$ 0.05 D/ $\Delta$
<i>Tsuetaki TK, Schor CM.,1987</i>	N=6 (20-38)	DoG (0.20 cpd) 0.4 m NOTT	0.05 $\pm$ 0.02 D/ $\Delta$
<i>Scheiman M, Wick B.,2002</i>		DoG (0.20 cpd) 0.4 m	0.08 $\pm$ 0.05 D/ $\Delta$
<i>Sweeney et al.,2014</i>	N=25 21.0 $\pm$ 1.9	DoG ( $\sigma=0.16$ , 1 cpd) 0.33 m 18 $\Delta$ BT, 6 $\Delta$ BN	0.09 $\pm$ 0.05 D/ $\Delta$
<i>Simmons JM, Firth AY.,2014</i>	N=18 20.6 $\pm$ 3.22	Difusor LED 5/10 $\Delta$ BT, 5/10 $\Delta$ BN	0.10 $\pm$ 0.06 D/ $\Delta$
<i>Bratauset R, Jennings AM.,,2006</i>	N=10 25.4 $\pm$ 4.1 Insuficiencia de Convergencia	DoG (0.20 cpd) 0.4 m NOTT	0.14 $\pm$ 0.02 D/ $\Delta$
<i>Wick &amp; Currie.,1991</i>	N=40	DoG 3/6/9/12 $\Delta$ BN i $\Delta$ BT NOTT	0.04 $\pm$ 0.02 D/ $\Delta$
<i>Daum et al.,1989</i>	N=78	DoG MEM	0.06 $\pm$ 0.05 D/ $\Delta$

A partir de la **Tabla 1** se ha creado el siguiente gráfico (**Figura 7**) junto a la media y desviación estándar combinada de todos los estudios, dando una media de CA/C de  $0.08 \pm 0.02$  D/ $\Delta$ , muy similar a los datos aportados por Scheiman y Wick (2002). Se puede observar que los valores en insuficiencia de convergencia se alejan de esta media significativamente.



**Figura 7.** Gráfico de medias y desviación estándar de los diversos estudios analizados respecto los valores de normalidad de la CA/C. La media se encontró a  $0.08 \pm 0.02$  D/ $\Delta$ . El tamaño de los círculos son en función del peso relativo según los participantes de todos los estudios, a excepción de Scheiman y Wick.,2002 que no indican la muestra.

A modo esquemático, la relación CA/C se mide siguiendo éstos pasos:

1. Adecuar la refracción de cerca
2. Luz ambiental tenue (no queremos mucha luz para no aumentar la profundidad de foco)
3. Realizar la retinoscopia MEM/NOTT mientras el paciente está mirando el DoG y determinar el valor del *lag* acomodativo.
4. Poner un prisma de  $5\Delta$  en el ojo que no vais a hacer la retinoscopia
5. Volver a calcular el *lag* acomodativo.
6. Calcular la CA/C mediante la fórmula (3)

---

5. La base y potencia del prisma no importa en la medida, pero se aconseja utilizar un mínimo de  $5\Delta$  para observar cambios en el retardo acomodativo (*lag*).

## 8. Curvas de disparidad de fijación

La disparidad de fijación es la medida del alineamiento de los ejes visuales en condiciones binoculares, medida en minutos de arco ('). Representa la medida residual de la coordinación binocular (VR-VS) que gracias a las áreas de Panum, podemos obtener una fusión sensorial. Algunos autores han descrito matemáticamente la disparidad de fijación en base a los pequeños errores en la respuesta de vergencia (VR). El modelo de predicción de Schor CM (Schor CM, Ciuffreda K.,1983) lo describe mediante la siguiente ecuación (4):

$$DF = \frac{VS}{VCG * T + 1} \quad (4)$$

Siendo VS el estímulo de vergencia, VCG= Controlador (*Gain*) y T= Tiempo en “*open-loop*”. Si tenemos en cuenta la adaptación de foria (PA) por ejemplo al realizar las curvas de disparidad de fijación, la ecuación sería:

$$DF = \frac{VS - PA}{VCG * T + 1}$$

Ahora bien, una ecuación más precisa de la disparidad de fijación se puede derivar a partir de una función polinómica en “*closed-loop*” siguiendo el modelo de Maddox y teniendo en cuenta que la VR es la suma de los componentes de vergencia, entre ellos la rápida y la lenta, quedaría:

$$1 - H(0) = \frac{1}{1 + k_f T_f (1 + k_s T_s)}$$

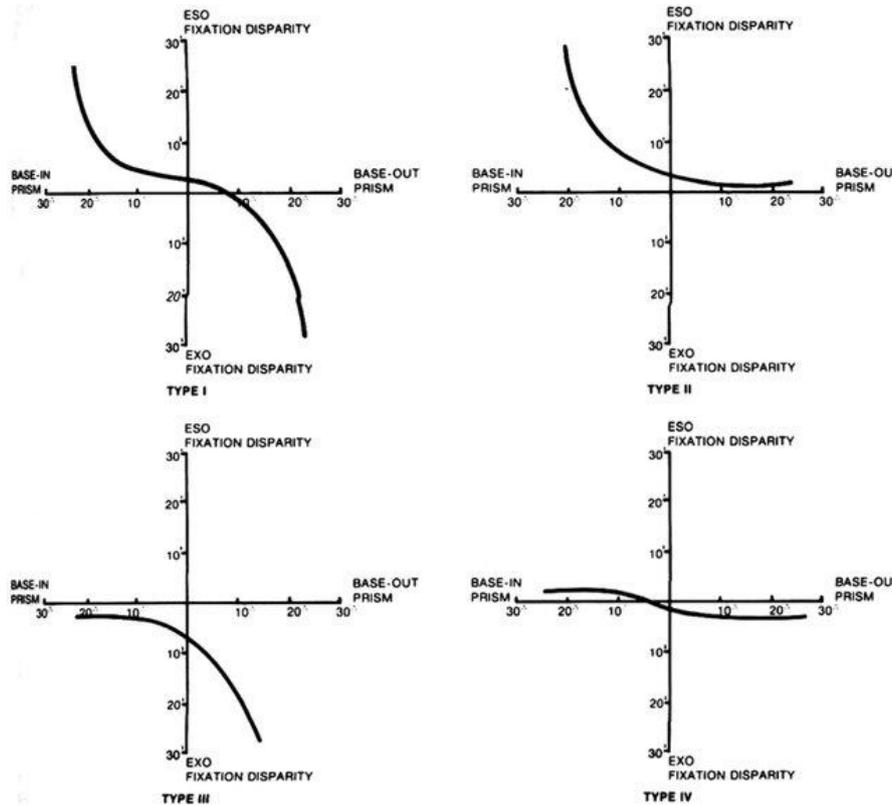
Siendo H(0) cuando S=0 (modelo estático), y la expresión (kT) los integradores de la respuesta física y lenta.

Se ha observado que la magnitud de la disparidad de fijación está relacionada con los síntomas en visión cercana (Sheedy S, Saladin J.,1978), afectan al procesamiento léxico durante la lectura (Liversedge et al, 2006) y puede llegar a afectar la estereoagudeza (Cole R, Boisvert R., 1974). Los componentes de la disparidad de fijación vienen generados por una respuesta motora (London R, Crelier R., 2006) y sensorial (Ogle K., 1958), que a su vez depende de la inervación de la musculatura extraocular (Sheedy J.,1980). Algunos autores indican que la disparidad de fijación podría ser una señal que permita compensar y mantener un nivel de vergencia constante para mantener la fusión (Hung G, Ciuffreda K.,2013).

Normalmente la disparidad de fijación no sobrepasa los 10 minutos de arco, aunque en algunos pacientes con foria elevada podría llegar a más. Normalmente se tiene en cuenta un límite de 30 minutos de arco, aproximadamente  $1 \Delta$  para ser considerada una disparidad de fijación normal (London R, Crelier R., 2006).

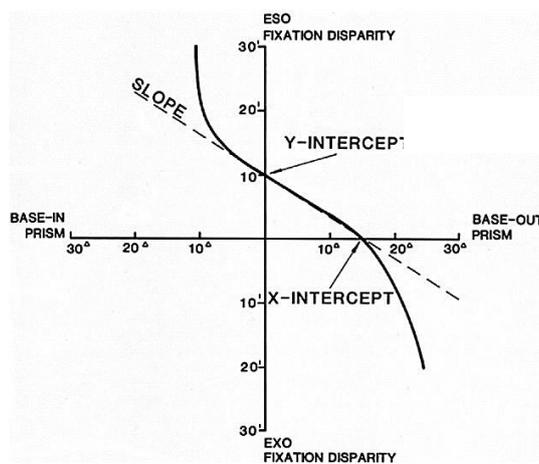
La disparidad de fijación puede ser analizada creando unas gráficas forzadas de vergencia, que permite visualizar el cambio de la disparidad de fijación en función de la demanda de vergencia. Estos gráficos se denominan curvas de disparidad de fijación. A medida que aumentamos la demanda de vergencia, la disparidad de fijación puede cambiar. Normalmente si aumentamos la convergencia (a través de  $\Delta BT$ ) hace que aumente la exodisparidad, y si aumentamos la demanda de divergencia (a través de  $\Delta BN$ ) hacemos que aumente la endodisparidad (Carter D., 1957). Kenneth N. Ogle definió 4 tipos de curvas de disparidad de fijación (Ogle K., 1958), y la capacidad de cada persona para adaptarse a la demanda de vergencia definirá la tipología de la curva. La tipología tipo I es considerada como respuesta normal, con buena adaptación en base nasal y temporal, además son los que mejor responden a un programa de terapia visual (Sheedy J., 1980). El tipo II muestran mejor adaptación en base temporal y generalmente necesitan del apoyo de lentes esféricas o prismas para aliviar los posibles síntomas visuales.

La intersección con el eje "Y" proporciona información importante, particularmente en pacientes exofóricos. La tipología tipo III se adaptan completamente en base nasal. La tipología tipo IV son generalmente curvas planas, con ninguna adaptación en base nasal y temporal, generalmente son pacientes sintomáticos (Sheedy J., 1980). En la **Figura 8** se muestran las cuatro tipos de curvas de disparidad de fijación. La pendiente de la curva se puede estimar a través del gráfico mediante el cambio de disparidad de fijación en un rango de  $3 \Delta BT$  y  $3 \Delta BN$ . La prescripción prismática se basa en acercar el centro de simetría de la función en el eje "Y". Pacientes con curvas más planas son más susceptibles a tener síntomas cercana (Sheedy S, Saladin J., 1978).



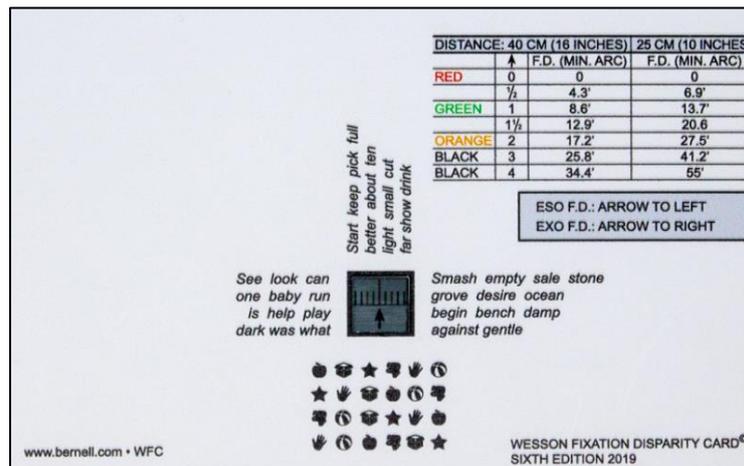
**Figura 8.** Tipología de curvas de disparidad de fijación según Kenneth Neil Ogle. *Extraído de London R, Crelier R., 2006.*

La foria asociada se define como la cantidad de prisma requerido para disminuir la disparidad de fijación a cero (intersección con el eje X), y la disparidad de fijación representa el pequeño desalineamiento de los ejes visuales en condiciones sin prisma (intersección con el eje Y) (**Figura 9**).



**Figura 9.** Ejemplo de una curva de disparidad de fijación con sus intersecciones en el eje X (foria asociada) y eje Y (disparidad de fijación, DF). *Extraído de London R, Crelier R., 2006.*

La carta de Wesson® (*Bernell, USA*) (**Figura 10**) es uno de los materiales que permite evaluar la disparidad de fijación, foria asociada y realizar las curvas de disparidad e fijación. Centralmente tiene una zona con un ángulo visual de 1.71° a 40 cm. En la parte superior (vista por el ojo derecho) tiene unas líneas con 1 mm de separación entre ellas, que a 40 cm equivaldría a 8.6 minarc. Viene dada por colores para ayudar a su identificación. En la parte inferior (vista por el ojo izquierdo) tiene una flecha. La disparidad de fijación viene dada por la indicación de donde está la flecha.



**Figura 10.** Carta de disparidad de fijación de Wesson®, 6ª ed, 2019 (*Bernell, USA*). En la parte superior, y dependiendo de la distancia, nos indica en minutos de arco (') la disparidad de fijación.

Las curvas de disparidad de fijación con la carta de Wesson se realiza de la siguiente manera:

1. Poner la carta de Wesson® a una de las dos distancias indicadas, 25 o 40 cm. Se puede hacer en espacio libre o en el foróptero. Adecuar iluminación.
2. El paciente lleva las gafas polarizadas sobre su corrección correcta en visión cercana.
3. Mediar la disparidad de fijación sin prisma, posteriormente con un prisma de 3 ΔBN, 3 ΔBT, 6 ΔBN, 6 ΔBT, 10 ΔBN, 10 ΔBT, 15 ΔBN, 15 ΔBT<sup>6</sup>.
4. Ir anotando los valores en el gráfico de disparidad de fijación

En el **Anexo 11.4** podéis encontrar una plantilla de gráfico para realizar las curvas de disparidad de fijación

<sup>6</sup>. Dejar 5 segundos de tiempo entre cada prisma, el paciente puede cerrar los ojos durante este tiempo. Es importante que indique la primera respuesta de forma rápida al abrir los ojos. No dejar mucho tiempo viendo el estímulo para evitar la adaptación de foria.

## 9. Referencias

Alvarez, Tara L., and Eun H. Kim. "Analysis of saccades and peak velocity to symmetrical convergence stimuli: binocularly normal controls compared to convergence insufficiency patients." *Investigative ophthalmology & visual science* 54.6 (2013): 4122-4135.

Alvarez, Tara L., et al. "The influence of age on adaptation of disparity vergence and phoria." *Vision research* 133 (2017): 1-11.

Brautaset, R. L., and J. A. M. Jennings. "Distance vergence adaptation is abnormal in subjects with convergence insufficiency." *Ophthalmic and Physiological Optics* 25.3 (2005): 211-214.

Brautaset, Rune L., and Adrian JM Jennings. "Effects of orthoptic treatment on the CA/C and AC/A ratios in convergence insufficiency." *Investigative ophthalmology & visual science* 47.7 (2006): 2876-2880.

Brodsky, Michael C. "Phoria adaptation: the ghost in the machine." *Journal of binocular vision and ocular motility* 70.1 (2020): 1-10.

Brodsky, Michael C., and Jaeho Jung. "Intermittent exotropia and accommodative esotropia: distinct disorders or two ends of a spectrum?." *Ophthalmology* 122.8 (2015): 1543-1546.

Carter, Darrell B. "Studies of fixation disparity—historical review." *Optometry and Vision Science* 34.6 (1957): 320-329.

Cole, Roy Gordon, and Richard P. Boisvert. "Effect of fixation disparity on stereo-acuity." *Optometry and Vision Science* 51.3 (1974): 206-213.

Daum, Kent M., et al. "Evaluation of a new criterion of binocularity." *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 66.4 (1989): 218-228.

Erkelens, Ian M., and William R. Bobier. "Asymmetries between convergence and divergence reveal tonic vergence is dependent upon phasic vergence function." *Journal of vision* 17.5 (2017): 4-4.

Goss, A. D., et al. "Comparison of three methods of measuring CA/C ratios." *Optom Vis Perf* 3.1 (2015): 14-25.

Goss, David A., and Emily Becker. "Comparison of near fusional vergence ranges with rotary prisms and with prism bars." *Optometry-Journal of the American Optometric Association* 82.2 (2011): 104-107.

Han, Sang J., et al. "Quantification of heterophoria and phoria adaptation using an automated objective system compared to clinical methods." *Ophthalmic and Physiological Optics* 30.1 (2010): 95-107.

Henson, David B., and Rachel L. North. "Adaptation to prism-induced heterophoria." *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 57.3 (1980): 129-137.

Hirani, Komal J., and Alison Y. Firth. "Convergence accommodation to convergence (CA/C) ratio: stability with different levels of convergence demand." *British and Irish Orthoptic Journal* 6 (2015): 60-64.

Hung, George K. *Models of oculomotor control*. World Scientific, 2001.

Hung, George K., and Kenneth C. Ciuffreda, eds. *Models of the visual system*. Springer Science & Business Media, 2013.

Hung, George K., Kenneth J. Ciuffreda, and Mark Rosenfield. "Proximal contribution to a linear static model of accommodation and vergence." *Ophthalmic and Physiological Optics* 16.1 (1996): 31-41.

Jiang, Bai-Chuan. "A method for correction of CA/C ratio based on linear model of accommodation and vergence." *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 71.3 (1994): 192-198.

Kotulak, John C., and Clifton M. Schor. "The accommodative response to subthreshold blur and to perceptual fading during the Troxler phenomenon." *Perception* 15.1 (1986): 7-15.

Krishnan, V. V., and Lawrence Stark. "A heuristic model for the human vergence eye movement system." *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 1 (1977): 44-49.

Lança, Carla Costa, and Fiona J. Rowe. "Measurement of fusional vergence: a systematic review." *Strabismus* 27.2 (2019): 88-113.

Leigh, R. John, and David S. Zee. *The neurology of eye movements*. OUP USA, 2015.

Liversedge, Simon P., et al. "Binocular coordination of eye movements during reading." *Vision research* 46.15 (2006): 2363-2374.

London, Richard, and Roger S. Crelier. "Fixation disparity analysis: sensory and motor approaches." *Optometry-Journal of the American Optometric Association* 77.12 (2006): 590-608.

Maddox, E. E. *The clinical use of prisms; and the decentering of lenses*. J. Wright, 1893.

Mays, Lawrence E. "Neural control of vergence eye movements: convergence and divergence neurons in midbrain." *Journal of neurophysiology* 51.5 (1984): 1091-1108.

Morales, Cristian, et al. "Test-retest of a phoria adaptation stimulus-induced functional MRI experiment." *Journal of vision* 20.8 (2020): 17-17.

Ogle, Kenneth N. "Fixation disparity and oculomotor imbalance." *American Orthoptic Journal* 8.1 (1958): 21-36.

Rosenfield, M, Ciuffreda K. "Distance heterophoria and tonic vergence." *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 67.9 (1990): 667-669.

- Rosenfield, M. (1997). Tonic vergence and vergence adaptation. *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry*, 74(5), 303-328.
- Rosenfield, Mark, et al. "Tonic accommodation: a review I. Basic aspects." *Ophthalmic and Physiological Optics* 13.3 (1993): 266-283.
- Rosenfield, Mark, K. J. Ciuffreda, and G. K. Hung. "The linearity of proximally induced accommodation and vergence." *Investigative ophthalmology & visual science* 32.11 (1991): 2985-2991.
- Rosenfield, Mark, Terry W. Chun, and Susan E. Fischer. "Effect of prolonged dissociation on the subjective measurement of near heterophoria." *Ophthalmic and Physiological Optics* 17.6 (1997): 478-482.
- Rowe, Fiona J. "Fusional vergence measures and their significance in clinical assessment." *Strabismus* 18.2 (2010): 48-57.
- Santos, Elio M., Chang Yaramothu, and Tara L. Alvarez. "Comparison of symmetrical prism adaptation to asymmetrical prism adaptation in those with normal binocular vision." *Vision research* 149 (2018): 59-65.
- Scheiman, Mitchell, and Bruce Wick. *Clinical management of binocular vision: heterophoric, accommodative, and eye movement disorders*. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.
- Schor, Clifton M. "The relationship between fusional vergence eye movements and fixation disparity." *Vision Research* 19.12 (1979): 1359-1367.
- Schor, Clifton M., and Kenneth J. Ciuffreda, eds. *Vergence eye movements: basic and clinical aspects*. Butterworth-Heinemann, 1983.
- Schor, Clifton M., Narayan V. "Graphical analysis of prism adaptation, convergence accommodation, and accommodative convergence." *American journal of optometry and physiological optics* 59.10 (1982): 774-784.
- Scobee, Richard G., and Earl L. Green. "Relationships between lateral heterophoria, prism vergence, and the near point of convergence." *American journal of ophthalmology* 31.4 (1948): 427-441.
- Semmlow, John L., et al. "Correction of Saccade-Induced Midline Errors in Responses to Pure Disparity Vergence Stimuli." *Journal of Eye Movement Research* 2.5 (2008).
- Semmlow, John L., Tara L. Alvarez, and Claude Pedrono. "Dry dissection of disparity divergence eye movements using independent component analysis." *Computers in Biology and Medicine* 37.7 (2007): 910-918..
- Sheedy, James E. "Fixation disparity analysis of oculomotor imbalance." *American journal of optometry and physiological optics* 57.9 (1980): 632-639.
- Sheedy, James E., and James J. Saladin. "Association of symptoms with measures of oculomotor deficiencies." *American journal of optometry and physiological optics* 55.10 (1978): 670-676.

Spencer, Sarah, and Alison Y. Firth. "Stereoacuity is affected by induced phoria but returns toward baseline during vergence adaptation." *Journal of American Association for Pediatric Ophthalmology and Strabismus* 11.5 (2007): 465-468.

Stutterheim, N. A. "The divergence of the primary position of the eyes." *The British journal of ophthalmology* 18.5 (1934): 256.

Sweeney, Laura E., et al. "Quantifying interactions between accommodation and vergence in a binocularly normal population." *Vision research* 105 (2014): 121-129.

Taylor, Matthew J., Dale C. Roberts, and David S. Zee. "Effect of sustained cyclovergence on eye alignment: rapid torsional phoria adaptation." *Investigative ophthalmology & visual science* 41.5 (2000): 1076-1083.

Tsuetaki, Tracy K., and Clifton M. Schor. "Clinical method for measuring adaptation of tonic accommodation and vergence accommodation." *American journal of optometry and physiological optics* 64.6 (1987): 437-449.

Ward, P. A., and W. N. Charman. "On the use of small artificial pupils to open-loop the accommodation system." *Ophthalmic and Physiological Optics* 7.2 (1987): 191-193.

Westheimer, Gerald, and Arnold M. Mitchell. "Eye movement responses to convergence stimuli." *AMA archives of ophthalmology* 55.6 (1956): 848-856.

Wick, B., & Bedell, H. E. (1989). Magnitude and velocity of proximal vergence. *Investigative ophthalmology & visual science*, 30(4), 755-760.

Wick, Bruce., and Debra Currie. "Convergence accommodation: laboratory and clinical evaluation." *Optometry and vision science: official publication of the American Academy of Optometry* 68.3 (1991): 226-231.

## **10. Libros recomendados**

Schor, Clifton M., and Kenneth J. Ciuffreda, eds. Vergence eye movements: basic and clinical aspects. Butterworth-Heinemann, 1983.

Hung, George K., and Kenneth C. Ciuffreda, eds. Models of the visual system. Springer Science & Business Media, 2013.

Hung, George K. Models of oculomotor control. World Scientific, 2001.

Scheiman, Mitchell, and Bruce Wick. Clinical management of binocular vision: heterophoric, accommodative, and eye movement disorders. Lippincott Williams & Wilkins, 2008.

Goss, David A. Ocular accommodation, convergence, and fixation disparity: a manual of clinical analysis. Elsevier Health Sciences, 1995

## 11. Anexos

### 11.1. Angulo métrico (AM) y dioptría prismática ( $\Delta$ )

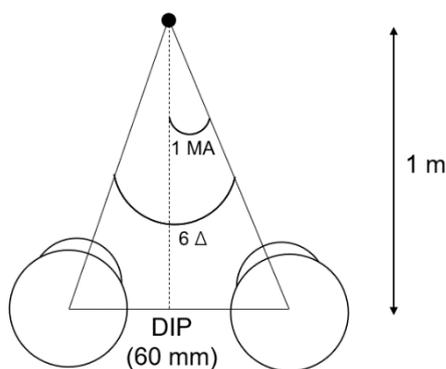
El ángulo métrico (en inglés “*meter angle*” o MA) se utiliza como un método de cálculo comparable a la métrica acomodativa (dioptrías), y su cálculo se basa en la unidad de cambio de vergencia según la inversa de la distancia entre el punto de fijación y la distancia interpupilar del paciente (DIP), que sería la siguiente expresión (5):

$$AM = \frac{1}{d \text{ (m)}} \quad (5)$$

Si por ejemplo estamos mirando un punto de fijación a 1 metro, estaremos realizando 1 AM. Si queremos convertir AM a dioptrías prismáticas ( $\Delta$ ), se multiplica por la DIP del paciente (6). Generalmente para realizar un cálculo rápido se toma 60 mm de conversión. Si un observador tiene una DIP de 60 mm y está mirando un punto a 1 metro, la vergencia sería de 6  $\Delta$ . Si está mirando a 40 cm, estará realizando 2.5 MA, 15  $\Delta$  de convergencia y 2.5 D de acomodación. Un paciente de DIP 50 mm a 3 MA realizaría 15  $\Delta$ , otro paciente de DIP 70 mm realizaría 21  $\Delta$  a 3 MA.

$$\Delta = DIP \text{ (cm)} * AM \quad (6)$$

El gráfico de la AM viene representado por el siguiente esquema



Distancia (m)	Dioptría Acomodativa (D)	Dioptría Prismática ( $\Delta$ )	Ángulo Métrico (AM)
1	1	1	6
0.5	2	2	12
0.3	3	3	18
0.25	4	4	24

## 11.2. Cálculo *Difference of Gaussians* (DoG)

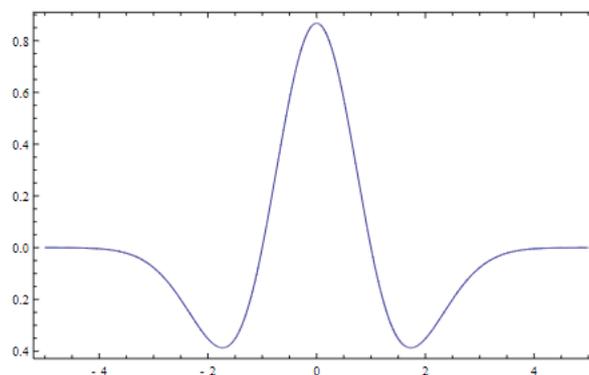
Partimos de una función Gaussiana ( $f_x$ ), que la definiremos según la expresión de la distribución paramétrica en estadística para calcular la función de densidad (1):

$$f_x = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2} \quad (1)$$

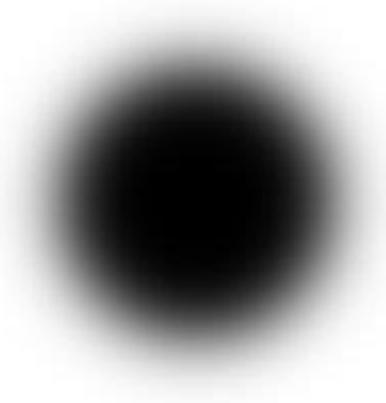
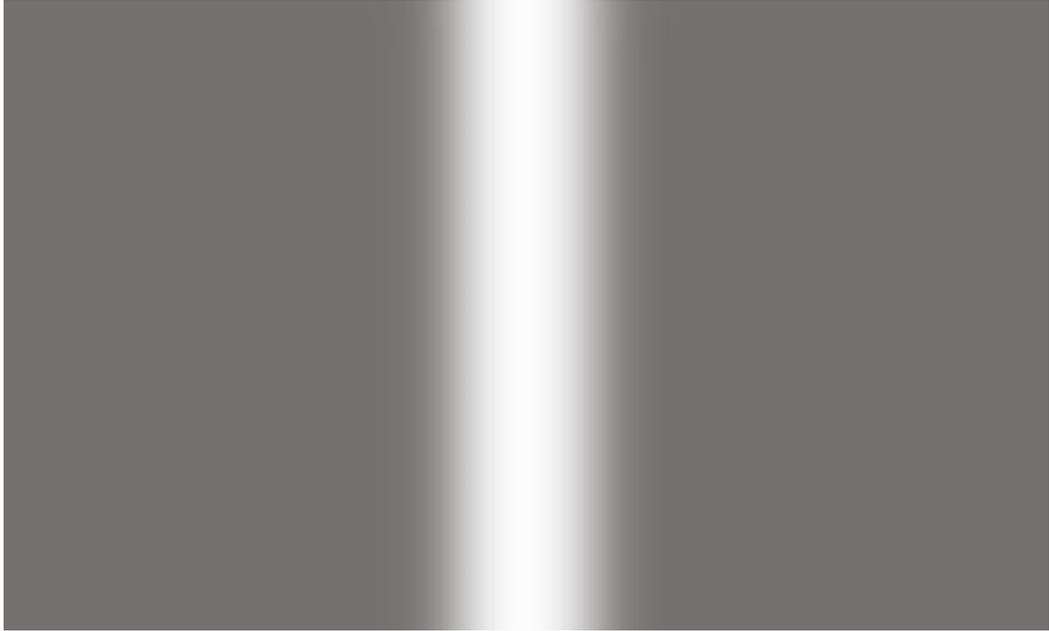
Donde  $\sigma$  = desviación estándar, y  $\mu$  = media. Esta función tiene una forma también conocida como “Campana de Bell”. El procesamiento de emborronamiento de una imagen ( $I$ ) mediante una diferencia de Gaussianos (DoG) se basa en una convolución de dos funciones Gaussianas (denominadas *Kernels*), que la definiremos como  $\Gamma$ , donde se aplica una diferencia de filtro mediante una varianza ( $\sigma_a^2$ ) en una varianza menor ( $\sigma_b^2$ ), por lo que  $\sigma_a^2 > \sigma_b^2$ . La ecuación de la función  $\Gamma$  representaría el cálculo de un DoG, y quedaría de la siguiente forma (2)

$$\Gamma_{\sigma_1, \sigma_2} = I \frac{1}{\sigma_1\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x}{\sigma_1}\right)^2} - I \frac{1}{\sigma_2\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{x}{\sigma_2}\right)^2} \quad (2)$$

Un proceso DoG actúa como un filtro de pasa banda espacial que atenúa las frecuencias originales en el caso de imágenes en escala de gris. A nivel gráfico una función Gaussiana. De manera similar la transformación en el espacio de Laplace ( $\mathcal{L}$ ) de una función Gaussiana genera una función similar a la DoG. La gráfica de una función DoG sería similar a la siguiente Imagen, con lo cual se entiende que se conozca como la función del “sombrero Mejicano”.



### 11.3. Figuras *DoG* y enlace al programa Image J®



Enlace al programa de distribución gratuita Image J®:

<https://imagej.nih.gov/ij/download.html>

#### 11.4. Gráfica disparidad de fijación

