

Study of Brain Waves Application in Eye Examination Presbyopia

Der-Chin Chen^{1*}, Feng-Ming Yeh², Kuo-Yi Peng³

¹Department of Electrical Engineering, Fen Chia University, Taichung Taiwan

²Department of Optometry, Yuanpei University of Medical Technology, Hsinchu Taiwan

³Professional Master's Program of Photonics Energy and Vision Technology College of Information and Electrical Engineering, Feng Chia University, Master, Taichung Taiwan

Email: *kanatasan.tw@yahoo.com.tw

Received: Mar. 3rd, 2020; accepted: Mar. 18th, 2020; published: Mar. 25th, 2020

Abstract

The subjects wear the glasses with the best correction diopter of distant vision to read the near vision chart. The optometrist measures the brain wave signal as a judgment of presbyopia, and further combined with the examination of the trial frame to complete the application of brain wave to the establishment of near vision measurement technology. The attention and meditation curves of brainwave signals were used to determine the diopter of near vision and the diopter of addition required by the subjects. This innovative method, which combines brain wave measurement, examines of subjective refraction and examines of objective refraction, can obtain the best diopter of presbyopia. The single pole brainwave acquisition device measures the forehead brainwave analog signal of visual response when the eyes are stimulated. The electronic circuit converts the brainwave analog signal into various frequencies, and the attention value and meditation value are obtained through mathematical operations as the most suitable addition diopter for the subjects. According to the experimental results, the measurement accuracy of presbyopia is 0.5 D.

Keywords

Near Vision, Presbyopia, Brain Wave

脑波应用于老视眼检查之研究

陈德请^{1*}, 叶丰铭², 彭国益³

¹逢甲大学电机工程学系, 台湾 台中

²元培医事科技大学视光系, 台湾 新竹

³逢甲大学信息电机学院光电能源与视觉科技硕士在职学位学程硕士, 台湾 台中

*通讯作者。

Email: *kanatasan.tw@yahoo.com.tw

收稿日期：2020年3月3日；录用日期：2020年3月18日；发布日期：2020年3月25日

摘要

受测者配戴远方视力最佳矫正度数眼镜阅读近方视标，验光师量测脑波讯号做为判定老视眼，并进一步搭配试镜架检查，完成脑波应用于近方视力量测技术的建立。利用脑波讯号的专注与放松曲线做为判定受测者所需近方屈亮度值及加入屈亮度值。这种结合脑波量测、主观屈光检查和客观屈光检查的创新方法，可以获得优化老视眼屈光度数(Diopter)。单极点脑波撷取器量测眼睛被刺激时视觉反应的额头脑波模拟讯号，由电子电路将此脑波模拟讯号转换为各种频率，经数学运算获得专注值和放松值作为判断受测者取得最适合的近方加入屈光度数。根据实验结果，本创新方法获得老视眼量测精度为0.5 D。

关键词

近方视力，老视眼，脑波

Copyright © 2020 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 简介

人类大脑的研究，在近年来是相当热门的话题之一，而脑波讯号近年来透过科学家跟专家的研究，就发展出各种脑波撷取与分析系统。近来脑波也渐渐被开发应用于验光，脑波信号撷取与分析及结合相关检查仪器已逐渐被重视与探讨。透过脑波帮助视觉检查目前还在初步研究阶段，实务上脑波分析结合验光相关检测技术，如验光检查、两眼视机能检查等及透过脑波捕获设备，将脑电波讯号撷取转换成脑电波图讯号，以达到脑波装置帮助验光的目的。人类日常生活，所有动作都是需要透过大脑发出讯号，透过神经递，视觉传导的终点站是大脑视皮质，最后再由肌肉接收讯号做出相对应的动作。四十年来验光的方式并无多大改变，主要原因是研究只针对仪器的自动化的开发，这么做能使检查更方便确实很好，但是对检查的准确度并无实质上的帮助，这是人们将视觉检查停留在眼球的缘故，大家忽略了其实大脑才是我们看的见事物的主宰，脑波原本仅是针对语言障碍的族群所开发的技术，用以帮助远方验光时，根据脑波的引导，指示出度数涵盖的范围，帮助度数测量。而现在研究于近方视力检查部分，针对的是一般人，使用机率大幅提升，并可进一步提升度数测量精度，使脑波成为验光时重要的参考指标。

这些年来脑波应用于电机方面利用其频率运用机械运作异常之预防、人机界面及各学术领域奥运运动员培训[1]-[5]，医学领域如精神科和犯罪防疫工作及生活当中的相关研究已有耳闻，因此本研究之目的乃希望能结合视力检查项目及视力保健部分努力，由原来传统验光方式加入脑波观察项目，并提供有效参考数据提高配镜舒适性及清晰度。脑波结合科技的应用虽是潮流但研究的投入乃属少数，因此未来脑波研究与应用可尝试于脑波与视觉之研究，利用脑波提升视力质量与提高阅读舒适性，这对医学、学术及商业领域皆可发展。除此之外由诱发刺激脑波方式来影响各种基本能力需求的脑电波，如睡眠的

改善、集中注意力等，都是有利于人类的发明，值得继续投入更多更深入的研究来造福人群。

2. 原理

2.1. 眼睛的屈光型态

一般眼睛观看远方目标物时，物体在 6 公尺外晶状体(lens)呈现无调节之状态时，若无法成像于视网膜黄斑部上方，称为非正视眼(ametropia)，光进入眼球经角膜前房后房玻璃体成像于视网膜黄斑部上，称为正视眼(emmetropia)，大致可分为二，落于视网膜后方为远视眼，落于视网膜前方为近视眼，眼镜片由单一凸透镜或单一凹透镜进行矫正。

- 1) 正视眼，即平行光线在无限远处无调节及可成像于视网膜上，如图 1 所示。
- 2) 近视眼，即平行光线在无限远处无调节时，成像落于视网膜前方，如图 2 所示。
- 3) 远视眼，即平行光线在无限远处无调节时，成像落于视网膜后方，如图 3 所示。

屈光度(Diopter)为表示光学镜片屈光力(refractive power)的单位。一个 1.00 D 的镜片表示可将平行光聚焦于距离镜片一公尺(1 m)的地方，计算屈光力(refractive power)的公式如下[6]。

$$\text{屈光力(power)} = 1/f \text{ (m)} \quad (1)$$

其中 f 代表焦距，单位为公尺(m)。一个镜片的屈亮度等于其焦距的倒数。

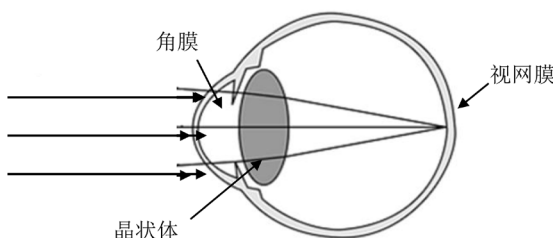


Figure 1. Emmetropic eye

图 1. 正视眼示意图

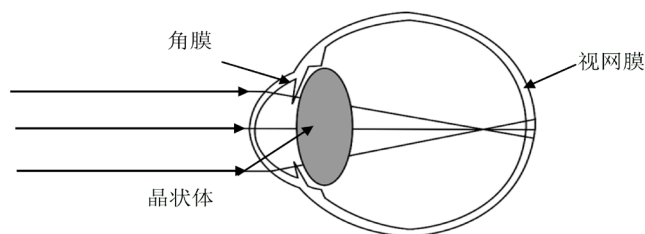


Figure 2. Myopic eye

图 2. 近视眼

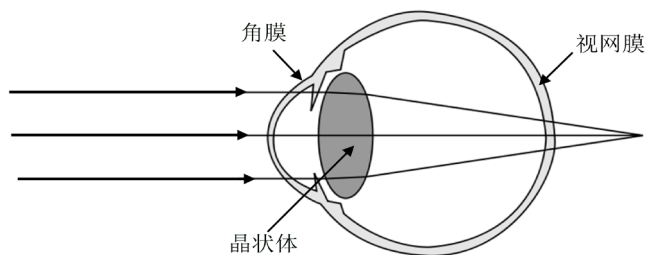


Figure 3. Hyperopia eye

图 3. 远视眼

2.2. 眼调节

眼睛注视 6 公尺远方的物体时，晶状体无须做任何调节，可在视网膜上清晰成像；但是若物体在 6 公尺以内时，物体的光线呈不同程度扩散状，光线经折射后成像于视网膜后方，所以只能形成一个模糊的影像，透过晶状体调节，使物体成像聚焦于视网膜上形成清晰之影像，40 岁之后因调节作用减弱，看近方就会觉得不清楚，这时就要配眼镜来补充调节功能的下降，而 40 岁前调节能力充足，不管看近或看远都可以看得清楚。调节生理现象包括 3 个方面，瞳孔调节、辐辏及晶状体调节[7] [8]，简述如下。

1) 瞳孔调节

当看近方物体时，以减少进入眼内的光量，还出现两眼瞳孔的缩小，为了减少色像差及球面像差。

2) 辐辏

辐辏又称为眼球会聚，即是双眼看近方物体时，两眼球往内收及视轴向鼻侧方靠拢，在视觉上产生单一影像，即物像落于两视网膜的对称点上。

3) 晶状体调节

晶状体调节，增加眼球的屈光能力即晶状体变凸，使物像清晰地聚焦在视网膜上，近点的远近可作为判断晶状体调节能力的强弱，当眼睛能够充分调节时，能看清楚物体最近一点的距离称之为调节近点，晶状体调节力或总屈光能力单位以屈光度(diopter, D)来表示，屈光力等于该屈光体焦距的倒数。例如正视者阅读距离 0.4 m 处目标，所以此时所需之调节力为 2.5 D ($1/0.4 \text{ m} = 2.5 \text{ D}$)。

晶状体之形状有如双凸的透镜，充满弹性，当睫状体收缩时，悬韧带松弛，靠着晶状体本身的弹性变凸，屈光力改变，焦距变短看近方的物体可以清楚看见，看近时双眼需要内转，为了是要保持双眼单视，睫状体长时间处于紧张的状态，眼睛就会感觉到疲劳。

随着年龄的增大，晶状体弹性下降并逐渐变硬，睫状体肌之功能退化时，因调节作用减弱，近点慢慢后退，原来的 40 cm 位置看近物时就会觉得看不清楚，为了看清楚目标物，只能将目标物放置的更远些，临床上称为老视眼，俗称老花眼，这时因调节功能的不足就需要老视眼镜来帮助近方阅读，以解除近物看不清楚及不舒服的状况。图 4 为老视眼示意图，老视眼未矫正前成像点落于视网膜后方，老视眼以正镜片矫正之后，使成像点落于视网膜之上。

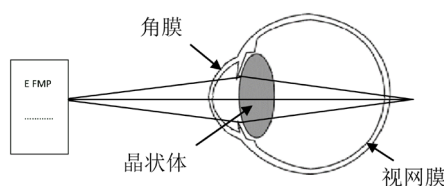


Figure 4. Presbyopia eye

图 4. 老视眼

老视眼与远视眼区别可由调节机制、视觉比对、相同点及定义四个面向来做比较如表 1 所列。

眼睛的调节(Accommodation)之功能要靠睫状体与晶状体一起完成，为一宽度约为 6 毫米环状的组织，睫状体乃是位于脉络膜与虹膜根部之间，其纵切面呈三角形，内含睫状肌。晶状体产生调节作用主要，其存在二个最重要的影响因素为：周边睫状肌收缩能力和晶状体的可塑性，若晶状体发生硬化，例如失去弹性的晶状体，这样无法使其形状改变，即使是睫状肌收缩时有力量也不能使晶状体调节作用产生显著的改变，另一方面为晶状体乃是理想的凝胶体，假如果睫状肌被麻痹或者调节的力量变弱，也无法使其发挥正常的调节功能，人类眼球的发展随着年纪的变化，四十岁时候开始有老视眼发生，此时晶状体尚余调节力，但随着年纪越大晶状体硬化程度更加剧烈 ADD (Addition)近方加入度数也随之增高，六十

五岁之后可能慢慢会有白内障的产生。晶状体逐渐硬化，可塑性逐年下降是一个正常的老化过程，老视眼是一个生理现象，应了解受检者调节能力后，配戴合适的近方眼镜矫正。晶状体调节公式如下：

$$\text{调节力} = 15 - \text{年龄} \times 0.25 \tag{2}$$

例如 45 岁的调节力： $15 - 45 \times 0.25 = 3.75\text{D}$ ，随着年龄越大调节力越低。

Table 1. The difference of presbyopia eye and hyperopia eye
表 1. 老视眼与远视眼区别

项目	远视眼	老视眼
定义	远视属于屈光不正，是眼睛一种异常的状态，用正透镜矫正。	老花是一种正常表现，不属于异常状态，看近需要戴正透镜眼镜，只是作为看近的补偿。
相同点	缺少对光线的会聚力，所以都可以用正透镜进行补偿。	缺少对光线的会聚力，所以都可以用正透镜进行补偿。
人眼调节机制	远视眼是看远时，在人眼放松的状态下，眼内会聚力不够，焦点落在视网膜后。远视眼动用调节，看远清晰。	老花眼的原因是由于晶状体的老化，由于年龄因素，晶状体变硬，弹性下降，调节功能变差。从而看近吃力。
视觉比对	一般的远视眼看远看近都清晰，看近时也能在正常的阅读距离下看清。但容易疲劳，因为远视眼无时无刻都在用力。	老花眼看远是没有问题的，但因为调节功能差，看近不能付出足够调节力，从而看近不清晰。

2.3. 单极点脑波摄取器

本研究使用单极脑波摄取器系采用非侵入式来侦测脑波信号，并依照国际标准脑波系统图，将单极脑波摄取器摄取点贴在人脸前额部位 FP1 点，以摄取脑波信息，而参考电位则是使用耳垂的 A1 点当作基准电位。根据单极点脑波摄取器每秒 512 次将探得的脑波各波段频率数据 RAW EEG 分析后，便会送出一笔 Long data，该 Long data 数据串内纪录了各个频段例如 δ 波、 θ 波、 α 波、 β 波和 γ 波等，以及由 α 波分析出的放松度(Meditation)与使用 β 波分析出专注度(Attention)。因此专注与放松分别以 Attention 及 Meditation 数值衡量，这些数值可以帮助辨别被测者此刻的精神状态。量化数值范围 1~100，1~20 为严重降低水平，20~40 为降低水平，40~60 为中性，60~80 略有升高，80~100 是强烈升高。依据这个准则，脑波数值量化后对照于人生理状态反应如表 2 所列[9]。

Table 2. Brain wave quantization index corresponding to physiological state
表 2. 脑波量化指数相对应生理状态

量化数值	专注(Attention)	放松(Meditation)
1~20	缺乏专注力或焦虑	分心及徘徊的想法
21~40	分心注意力低	情绪激动或异常
41~60	注意力中性	放松度中性
61~80	高于中性注意力	高于中性放松度
81~100	注意力高	放松度高

单极点脑波摄取器数据的输出是采用 UART RS-232 串行传输方式，其传输通讯协议如表 3 所列。

传输数据 Raw data 及 Long data 封包内容包含标头码(Packet Header)、数据长度(Data Payload)及检查码(Payload Check sum)。Packet Header 数据的起始码，主要作为数据辨识使用，当读取到的标头码正确时，后面跟随的数据才会无误。Data Payload 则是表示后面跟随的数据笔数，最后的 Payload Check sum 则是

所有数据的核对码，用以核对所传送的数据是否正确无误。Raw data 与 Long data 详细的封包内容输出，如表 4 与表 5 所列[10] [11]。

Table 3. Transmission communication protocol

表 3. 传输通讯协议

项次	规格
鲍率(Baud rate)	57,600 bps
起始位(Start bit)	1 bit
数据位(Data bit)	8 bit
停止位 Stop bit	1 bit
奇偶位检查(Parity check)	none

由表 5 可知专注(Attention)与放松(Meditation)数值是封包在 Long data 中，必须透过串行通讯的方式才可以抓取到专注及放松数值。因此我们将该 TGAM1 芯片上的 Pin1(GND)与 Pin4(TXD)用电线拉出，这样就可以接收到由 TGAM1 传送出的数据。

Table 4. Raw data packet content

表 4. Raw data 封包内容

项次	HEX 值	封包意义
起始码	AA + AAH	封包起始码
封包长度码	04 H	封包长度 4 Bytes
辨识码	80 H	数据辨识码
数据长度码	02 H	数据长度
RAW data	00H~FFH	高 8 bit 资料
RAW data	00H~FFH	低 8 bit 资料
检查码	00H~FFH	判断数据正确性

Table 5. Long data packet content

表 5. Long data 封包内容

项次	HEX 值	封包意义
起始码	AA + AAH	封包起始码
封包长度码	20 H	封包长度 32 Bytes
讯号质量	02 H	讯号质量
讯号质量数据	00~80 H	讯号质量数据
辨识码	83 H	LONG EEG 数据辨识码
数据长度码	18 H	LONG EEG 数据长度
Delta 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
Theta 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
Low Alpha 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
High Alpha 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节

Continued

Low Beta 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
High Beta 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
Low Gamma 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
Mid Gamma 资料	00~FFH	三组分别为高中低字节
Attention	04 H	Attention 标识码
Attention	00~FFH	Attention 资料
Meditation	05 H	Meditation 标识码
Meditation	00~FFH	Meditation 资料
检查码	00~FFH	判断数据正确性

脑波撷取器主要输出有下列五项[12]:

1) 专注

专注的量测表示使用者的“聚焦”或“注意力”的强度水平。该值的范围为 0 到 100。当用户专注一个思想或外部对象时，注意力水平会提高，当受到干扰时，注意力会下降。

2) 眨眼检测与心跳

每当用户使用时，传感器检测算法发出闪烁指示，数值越大，表示“强”闪烁，而较小的数值显示“轻”或“弱”闪烁。

3) 信号质量

显示撷取脑电波信号的质量好坏。基于此，用户可以决定脑波信号是否可以使用与否。

4) 放松

放松大小显示用户的“安静”或“放松”的精神水平。数据范围从 0 到 100，放松的水平随着使用者放松了主意，并降低他或她担心的焦虑或压力。

5) 传感器接触好坏

这个传感器确定耳机是否在使用中，传感器是否检测及提供一个导电表面感测头，如在皮肤或头皮。传感器主要输出信号是专注信号。另外，其它信号也可用于诸如放松信号、 α -信号、原始信号及测试总时间信号。

专注信号和放松信号的值在 0~100 的区间， α 波信号的值具有整数，0 到 65,535 的数据类型。然后原始信号值具长的数据类型，因此它需要做数据归一化的处理，以减少计算量大的计算。数据转换成 0.1 至 1.0 范围内归一化的公式如下：

$$X' = [0.8(X - b)/(a - b)] + 0.1 \tag{3}$$

其中 X' 归一化结果的数据、 X 原始信号值、 a 原始信号最大值及 b 原始信号最小值。

3. 系统架构

脑波用于老视眼检查系统主要由近方视力表、综合验光仪、试镜片组、单极点脑波捕获设备及微处理器等五个部份所组成，图 5 所示为脑波用于老视眼检查系统架构。当受检者阅读近方视标时，经由单极点脑波撷取器撷取脑波讯号，将脑波讯号传达至个人计算机分析，以了解受测者近方视力质量。

3.1. 视力表

视网膜视觉细胞能分辨最靠近的两点之最小视角，而最小解析角度(Minimum Angle Resolution:

MAR)称为 1 分角的视力。视目标设计方式是根据视角原理设计,视角原理即测量视力质量是以视力表上方的字体作为标准,每个字体之结构都是根据视角来计算。E chart 测量距离为 6 m,为美、英常用视标,C chart 测量距离为 5 m,虽然两种视标检查距离不同,但 E 视标大小与 C 字视标大小亦不同;当视标同为 1.0 时其边长各为 8.725 mm 及 7.272 mm,因为每个字形的结构都是根据视角来计算,所以使用这两种视标检查的结果相同,如图 6 所示。 $\text{Minimum Angle Resolution (MAR)} = 1/\text{Snellen (分数)} = 1/(20/20) = 1$ (分角), $\text{视力} = \text{测试距离}/\text{眼睛能辨识最小 5 分角距离} = 20/20 = 6 \text{ m}/6 \text{ m}$ 。目前所用视力表主要检查视网膜黄斑部视敏度,即中心视力,所谓视角就是由外界两点发出的光线,经眼内节点所形成的夹角,正常情况下,人眼能分辨出两点间最小距离所形成的视角,即一分角,视力表就是以一分角为单位进行设计的,视力表同样方法辨认「E」视力表即是根据视角的原理设计[13]。

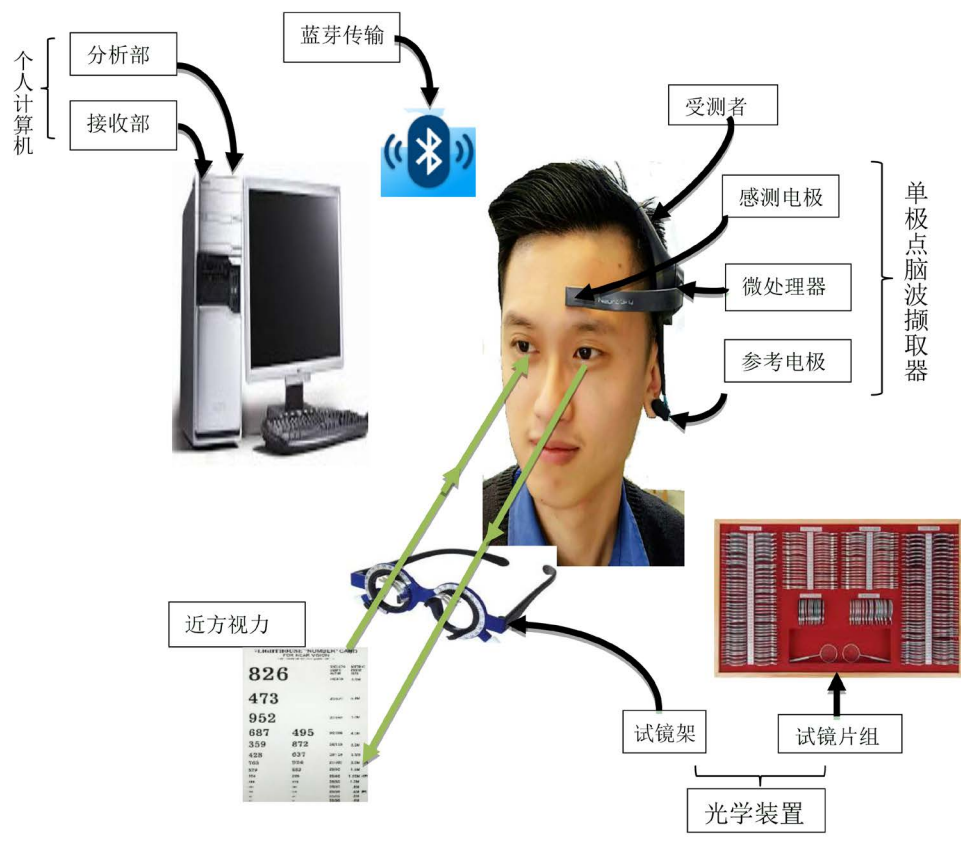


Figure 5. System structure
图 5. 系统架构

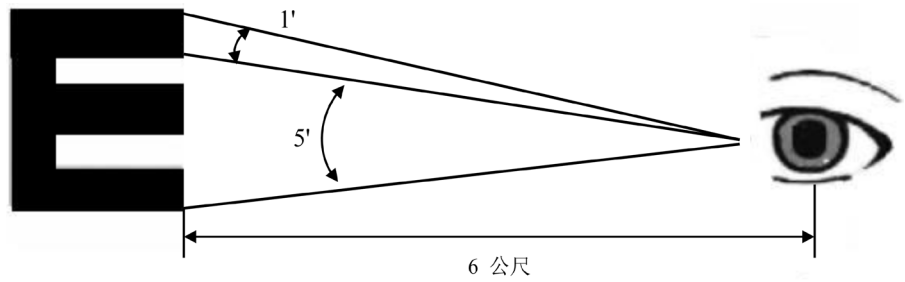


Figure 6. Eye chart design principles
图 6. 视力表设计原理

©LIGHTHOUSE™ "NUMBER" CARD FOR NEAR VISION LINE INCREMENTS IN LogMAR UNITS		
826	SNELLEN EQUIV- ALENT 20/400	METRIC PRINT SIZE 8.0M
473	20/320	6.4M
952	20/250	5.0M
687	20/200	4.0M
359	20/160	3.2M
428	20/125	2.5M
765	20/100	2.0M (18Pt)
529	20/80	1.6M
374	20/60	1.25M (12Pt)
586	20/50	1.0M
942	20/40	.8M
853	20/30	.6M (6Pt)
625	20/25	.5M
417	20/20	.4M

Figure 7. Near Eye chart
图 7. 近方视力表

近方视力(near visual acuity)检查, 将近方视力表依同样方法辨认「E」字缺口方向或阿拉伯数字, 由受测者于 40 cm 处阅读此视标, 由上方字体往下阅读, 字体由大至小依序排列, 直到被检者无法判读该字体为止, 最后能判读之最小字体即为近方视力最佳读取值。正常近视力于 40 cm 处能看清楚近方视力表 1.0 (20/20)字体, 近方视力表如图 7 所示。

3.2. 脑波撷取与红外线发射端

脑波讯号撷取使用头部前额单极点脑波撷取器, 脑波信号感测电极置放位置为 FP1 点, 参考电极为 A1 点, 当脑波经由电极侦测后, 传递至头部脑波单极点撷取器内的 TGAM1 EEG 处理芯片, TGAM1 芯片串行信号输出速率为 57,600 bps, 输出原始脑波数据值(Raw EEG Data)及各频段脑波数字数值(Long EEG Data)。由于 TGAM1 输出串行信号属于小信号, 必须透过快速光耦合器 6N137 避免直接接到微处理器导致信号失真。经由实验发现, 因光耦合器 6N137 响应速度快, 脑波的波形讯号都能正确的传送到单芯片中, 如图 8 为利用示波器量测到的波形, 黄色 CH1 波形为 TGAM1 芯片输出串行通讯所量测到的波形, 电压非常小只有 3 V 左右, 蓝色 CH2 波形为光耦合器 6N137 所输出的波形。

要抓取专注(Attention)与放松(Meditation)数值则必须识别 Long data 中的一些固定判别数据, 否则抓取到的数据数值会有错误, 所以本研究决定抓取封包长度码(20 H)、数据辨识码(83 H)及数据长度码(18 H), 以判断该笔资料是否为 Long data, 若判断此 3 笔数据正确无误, 则可以继续抓取后面所跟随的数据, 图 9 所示为抓取脑波数据流程图。

由于红外线容易受到日光灯、环境等影响造成数据接收的不正确。本研究使用一款编码 IC HT-12E 及译码 IC HT-12D, 此编译码 IC 具有防噪声、抗干扰、低功耗等优点, 且 HT-12E 编码 IC 最多可以提供多达 256 组密码设定, 当要传送数据时, 编码 IC 会将 8 位密码与 4 位数据一同传送出去。当译码 IC HT-12D 接收到数据时, 会先比对密码与接收端所设定的密码是否相同, 当密码相同时才会读取 4 位数据, 同时也可以避免读取到错误的信息。

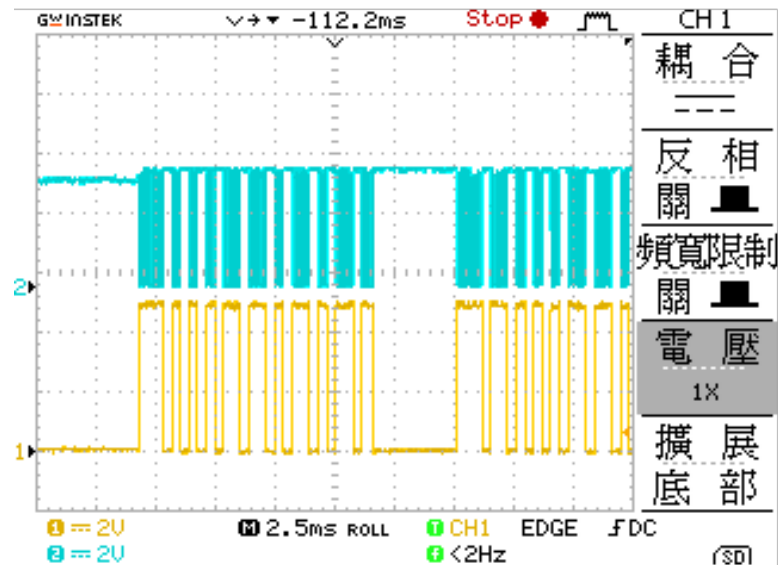


Figure 8. Comparison of the output signal of the head forehead single point brain wave device with the optical coupler output waveform
图 8. 头部前额单极点脑波撷取器输出信号与光耦合器输出波形比较图

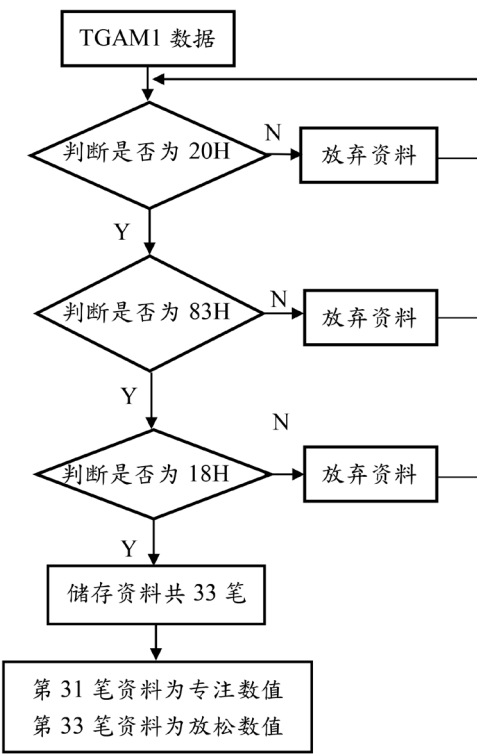


Figure 9. Capture brain wave data flow chart
图 9. 抓取脑波数据流程图

4. 实验方法与结果分析

实验分两部分，第一部分为脑波近方阅读量测与检查，判断是否有老视眼。第二部分为脑波近方清晰度量测，此阶段确认老视眼度数近方 ADD 加入度数，脑波近方视力量测流程如图 10 说明。

4.1. 实验流程

第一部分脑波近方阅读量测检查，受测者年龄 20~65 岁两组以判断是否有老视眼，第二部分脑波近方清晰度量测，此阶段确认老视眼度数近方 ADD 加入度数，脑波近方视力量测流程详述如下。

第一部分脑波近方阅读量测，被检者分为(A 组) 20~39 岁、(B 组) 40~65 岁两组，实验步骤简述如下：

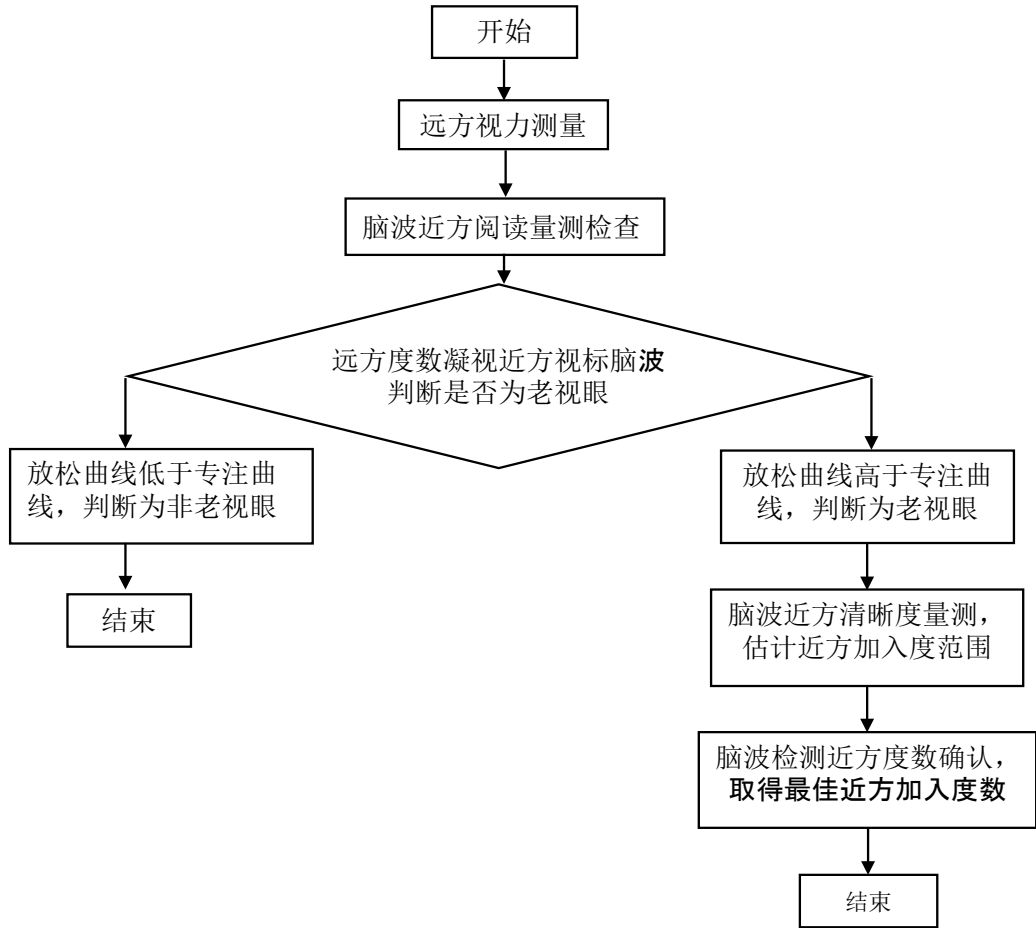


Figure 10. The flow chart of brain wave near vision measurement
图 10. 脑波近方视力量测流程图

- 1) 传统基础验光：透过传统验光流程先做检测受测者远方之视觉灵敏值即 VA 值，再做检查近方视力。
- 2) 运用综合验光仪：透过综合验光仪功能转盘中的 ± 0.50 D 的交叉圆柱镜，使用近距离视力杆，调整近方 PD 于 40 cm 处或所需要的近方距离配合栅栏视标，检测是否有老视眼。
- 3) 脑波近方视力检查：将可能度数输入试镜架中，将单极点脑波摄取器架设于受检者额头左侧 Fp1 位置，量测脑波数据，当放松曲线高于专注曲线时，判断为有老视眼，即进入下述第二步骤。

第二部分脑波近方清晰度量测：利用脑波近方清晰度量测寻求老视眼度数最佳值，实验步骤简述如下：

- 1) 估计老视眼近方加入度范围：
 - a) 传统验光法取得近方度数：透过传统验光方法测得受检者使用近方度数凝视近方视标时之最佳近

方加入度。

b) 取得脑波专注值与放松值：透过撷取脑波信号，取得受检者使用不同近方度数凝视近方视标时之专注曲线与放松曲线。

c) 估计老视眼之近方加入度范围：当脑波之专注曲线高于放松曲线时，代表受检者使用该近方度数凝视近方视标之视力状态为清晰状态，此时可估计老视眼近方加入度范围。

2) 确认最佳老视眼近方加入度：

a) 传统验光法估计近方阅读区间视力清晰度：以传统验光方法检测当近方视标设定为阅读区间时，设定近方视标距离为 36 cm 至 44 cm，了解受检者凝视阅读区间近方视标之清晰度状态。

b) 取得脑波专注曲线与放松曲线：透过脑波近方视力检查，取得受检者凝视阅读区间近方视标时之专注曲线与放松曲线之脑波曲线图。

c) 取得最佳老视眼近方加入度：当受检者凝视阅读区间近方视标时，其脑波撷取曲线数值之专注曲线高于放松曲线时，代表受检者以该近方度数凝视阅读区间近方视标之视力为清晰状态，此时可决定近方阅读区间之最佳老视眼近方加入度。

为提升取得脑波曲线数值之客观度，尽可能在受检者处于身心较为放松状态下，观测其受检测视力时之脑波数据值。当脑波数据值之专注曲线高于放松曲线时，表示受检者在该受测视力值时，大脑视觉聚焦反应为清楚。反之，当脑波数据值之专注曲线低于放松曲线时，表示受检者在该受测视力值之大脑视觉聚焦反应为模糊。如表 6 近方视觉专注曲线与放松曲线期望表所列。

Table 6. The expected attention and meditation curve of near vision

表 6. 近方视觉期望专注与放松曲线

清晰度	视觉聚焦清楚	视觉聚焦模糊
脑波反应	专注曲线高于放松曲线	专注曲线低于放松曲线

4.2. 脑波近方阅读量测

以脑波近方视力检查辅助传统基础验光，透过脑波数据曲线图来判断受检者是否有老视眼之情形。为提升受检测视力时脑波数据值之可信度，在完成传统基础验光视力矫正后，让受检者闭眼歇息，此有助于受检者身心放松并减少受测干扰。以脑波近方阅读量测取得受检者近方视力检测脑波数据值方法如下：

1) 使用远方度数凝视近方视标计时 10 秒，如图 11(i)脑波近方阅读量测示意图所示。撷取受检者脑波数据值，用以绘制脑波线形图，即为实验脑波线型图之(a)区。

2) 遮盖受检者两眼以减少受测干扰并准备进行下一受测实验，计时 10 秒，如图 11(ii)脑波近方阅读量测示意图所示。撷取受检者脑波数据值，用以绘制脑波曲线图，即为实验脑波曲线图之(b)区。

3) 使用近方度数测试实验顺序如图 11 所示，凝视近方视标计时 10 秒，如图 11(iii)脑波近方阅读量测示意图所示。撷取受检者脑波数据值，用以绘制脑曲线图，即为实验脑波曲线图之(c)区。本实验观测受检者受测时实验视觉脑波反应专注曲线与放松曲线(i)区及(iii)区中脑波专注曲线与放松曲线之变化，用以辅助判断受测者有无需添加老视眼近方加入度之情形。

使用近方度数凝视近方视标时，如何初步判断受检者近方加入度数，可依基础验光检测方法中老视眼年龄近方加入度数表作为初步加入度数之参考，依据受检者年龄估计老视眼之近方加入度数，如表 7 老视眼年龄近方加入度数参考值所列[14]。

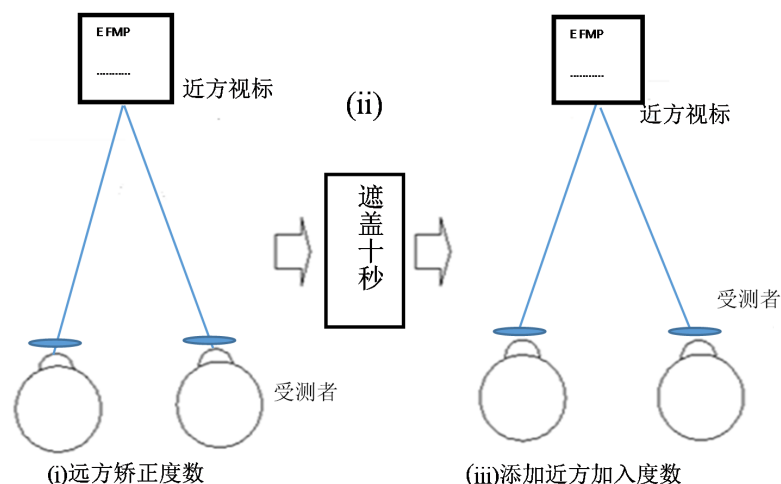


Figure 11. Schematic diagram of brave wave measurement in near reading
图 11. 近方阅读脑波量测示意图

Table 7. Addition reference value of for the age of the presbyopia

表 7. 老视眼年龄近方加入度数参考值

年龄范围	距离 40 cm 近方加入度数(ADD)
40~44	+0.75 TO + 1.00
45~49	+1.00 TO + 1.50
50~54	+1.50 TO + 2.00
55~59	+2.00 TO + 2.25
≥60	+2.25 TO + 2.50

4.2.1. 25 岁无老视眼者之脑波线型

以脑波近方阅读量测方法取得无老视眼受检者之近方视力检测脑波数据值并绘制成图。由图 12 可得知，无老视眼视觉脑波反应专注曲线与放松曲线中(a)区与(c)区之实验脑波曲线图相似，皆为脑波专注曲线高于放松曲线。表示被检者于(a)区使用远方度数凝视近方视标时与于(c)区使用近方度数凝视近方视标时，阅读清晰感与舒适性并无明显差别，无须添加老视眼近方加入度，如图 12 所示。

无老视眼受检者在添加老视眼近方加入度(即近方度数凝视近方视标)时近方之脑波线型曲线相似于未添加老视眼近方加入度(即远方度数凝视近方视标)时脑波线型曲线图，皆为脑波专注曲线高于放松曲线，表示无老视眼者使用远方矫正眼镜看近方文字时仍旧为清晰舒适。因此无需添加老视眼近方加入度以辅助受检者视觉能力。

4.2.2. 50 岁无老视眼者之脑波线型

以脑波近方阅读量测方法取得 50 岁有老视眼受检者之近方视力检测脑波数据值并绘制成图。由图 13 可得知，有老视眼之视觉脑波反应专注曲线与放松曲线中，(a)区与(c)区之实验脑波曲线图相异。(a)区中脑波放松曲线高于专注曲线；(c)区中脑波放松曲线低于专注曲线。显示有老视眼受检者使用远方度数凝视近方视标之时会有压迫感，而使用近方度数凝视近方视标时，阅读清晰感与舒适性较佳。此时应增加有老视眼受检者老视眼近方加入度，以优化有老视眼受检者之近方阅读视觉能力，如图 13 所示。

由 50 岁实验得知，老视眼受检者添加近方加入度后之脑波线型曲线相异于未添加近方加入度时脑波线型曲线图，未添加近方加入度时脑波放松曲线高于专注曲线；添加近方加入度时脑波专注曲线高于放

松曲线。表示有老视眼者使用远方度数看近方文字时，阅读清晰度不佳。因此需添加近方加入度以辅助老视眼受检者之近方阅读视觉能力。

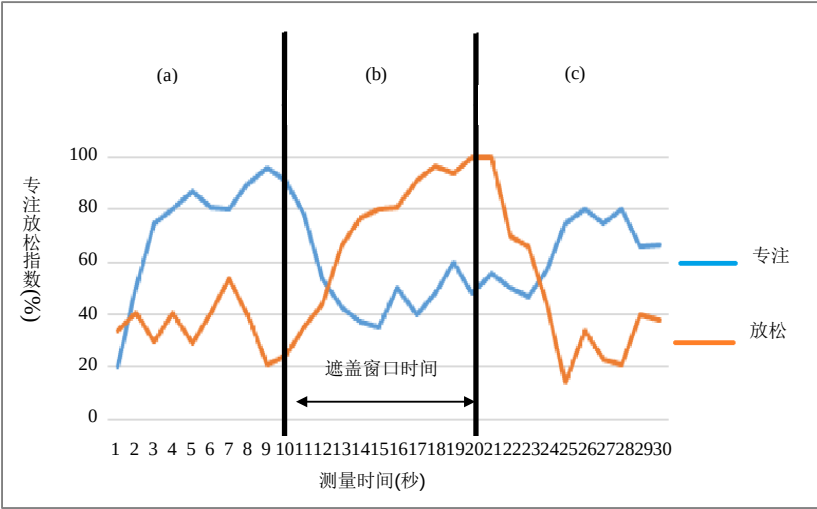


Figure 12. 25-year-old visual brainwave's attention and meditation curve
图 12. 25 岁视觉脑波专注曲线与放松曲线

4.3. 脑波近方清晰度量测

受检者完成基础验光检查后，使用脑波侦测受检者在近方 40 cm 距离阅读，近方度数与清晰度量测方式顺序如图 14 所示。

- 1) (i)区双眼 ADD 加入度数+1.25 D，注视近方视标 10 秒。1~10 秒。
- 2) (ii)区遮盖眼睛 10 秒。11~20 秒。
- 3) (iii)区双眼 ADD 加入度数+1.75 D，注视近方视标 10 秒。21~30 秒。
- 4) 比较两组实验(i)区及(iii)区专注曲线与放松曲线，取得最佳度数。

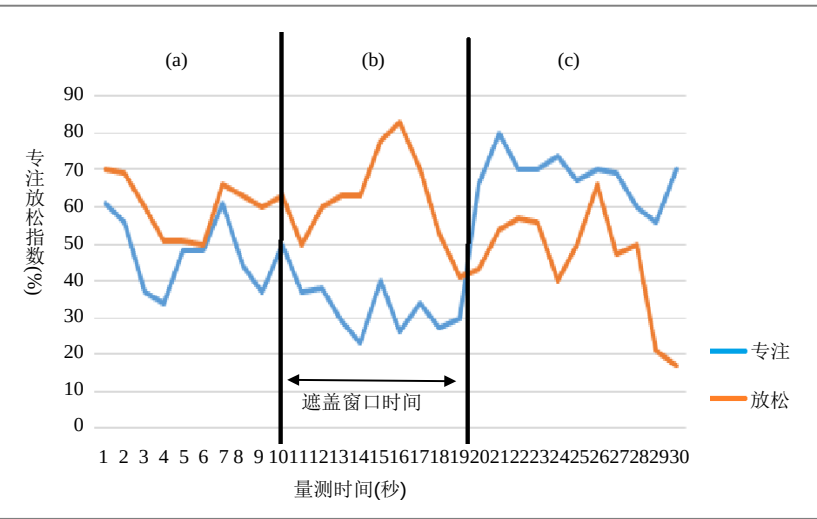


Figure 13. 50-year-old visual brainwave's attention and meditation curve
图 13. 50 岁视觉脑波反应专注与放松曲线

受检者近方阅读, 需要近方 ADD 加入度数的帮助时, 便确定有老视眼, 但是当老视眼患者近方 ADD 加入度不足时, 近距离阅读时, 会感觉看近方时不够清晰, 又或者看得时间久一点, 便感觉到眼睛不舒服。

一般来说老视眼度数乃是随着年龄增加随之度数也跟着上升, 因此近方度数应该每年定期做检查, 而且可能 2~3 年间就需要适当调整度数, 并搭配眼科眼睛健康检查, 包括晶状体、视网膜、眼压等, 这样眼睛由里而外都健康, 再配戴合适的度数才能维持视力健康舒适阅读。

此阶段为使用脑波检测作为老视眼之近方阅读度数及清晰度量测, 也就是量测得到阅读时所需要的近方加入度数。

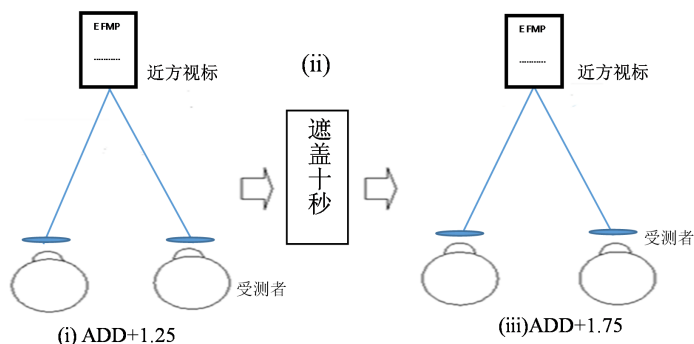


Figure 14. Schematic diagram of brain wave measurement in near sharpness
图 14. 脑波近方清晰度量测示意图

由以上实验我们得到一个合理度数范围, 可估计被检查者的近方加入度数, 接着我们利用近用视标之距离改变来做检测; 使我们能得到更佳度数, 如图 15 说明实验方式是以被检查者完成近方清晰度量测检查后, 使用脑波侦测被检查者在近方 44 cm 与在近方 36 cm 距离阅读时, 利用脑波可以侦测视力的清晰感有无差异, 来验证 ADD 加入度数是否正确。将近方度数装置于试镜架上, 实验顺序如说明。

- 1) (i)近方式标架设于 44 cm, 注视近方视标 10 秒。第 1~10 秒。
- 2) (ii)区遮盖眼睛 10 秒。第 11~20 秒。
- 3) (iii)区近方式标架设于 36 cm, 注视近方视标 10 秒。第 21~30 秒。
- 4) 比较(i)区及(iii)区专注曲线与放松曲线型态有何不同, 如图 15 所示。

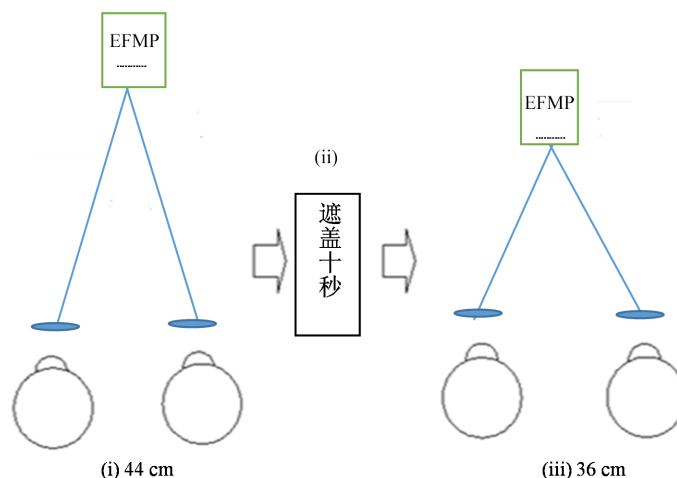


Figure 15. Schematic diagram of near sharpness confirm
图 15. 近方清晰度确认量测示意图

在储备调节力条件实验对象相同状况下,利用公式 $D = 1/f$ 的观念得知各距离所换算之度数,并利用脑波检测用以了解是否为最佳度数,位于眼前 44 cm、40 cm 及 36 cm,距离度数换算各为 2.27 D、2.5 D 及 2.778 D。当眼前 44 cm 及 36 cm 清晰度相近说明为 40 cm 时为最佳度数。当眼前 44 cm 比 36 cm 清晰时则需增加近方度数+0.25 D。当眼前 36 cm 比 44 cm 清晰时则需减少近方度数+0.25 D。

当脑波近方度数视觉反应专注与放松曲线中,近方度数确认脑波实验得知(a)区与(c)区脑波视觉反应波型,皆为专注曲线高于放松曲线,被检者表示(a)区凝视近方视标之时与(c)区使用近方度数凝视近方视标之时,阅读清晰感相近,可说明此近方度数无需修正。

经重复做实验,但是若被检查者于 36 cm~44 cm 距离脑波量测的实验结果为(a)区与(c)区脑波视觉反应专注与放松曲线型态不相同,(a)区呈现专注曲线高于放松曲线(c)区则呈现专注曲线低于放松曲线,则 ADD 加入度数需要调整+0.25 D。

如果实验获得,脑波检测的结果(a)区呈现放松曲线高于专注曲线,表示注视近方 44 cm 时正度数太多,可考虑减少度数+0.25 D,重复近方清晰度做确认,需得到(a)区与(c)区脑波视觉反应专注与放松曲线状态相当,显示此近方度数运用于 36 cm~44 cm 距离看东西清晰度相当即为近方 ADD 加入度数最佳值,实验方能完成。

实验利用以距离换算度数之方法,实验增设 44 cm 与 36 cm 的不同位置,利用脑波复查该近方 ADD 加入度数是否符合(a)区(c)区皆专注曲线上升的型态以提高精确值,如表 8 所列。

Table 8. Near sharpness conform

表 8. 近方清晰度确认

脑波表现	(a)区及(c)区皆专注曲线高于放松曲线。	(a)区放松曲线高于专注曲线。 (c)区专注放松曲线低于专注曲线。	(a)区放松曲线低于专注曲线。 (c)区放松曲线高于专注曲线。
清晰范围	36 cm~44 cm 皆清楚。	44 cm 处较不清楚, 36 cm 处清楚。	44 cm 处清楚, 36 cm 处较不清楚。
度数调整	ADD 度数不调整。	ADD 度数减少+0.25 D。	ADD 度数增加+0.25 D。

本研究方法与传统老视眼检查法以三个项目作比较,分别为老视眼判断、清晰度判断及近方度数确认,详如表 9 所列。

Table 9. A comparison between the this study method and the traditional examine of presbyopia

表 9. 本研究方法与传统老视眼检查法之比较

检查法	传统老视眼检查法	本研究方法
老视眼判断	只能以视目标大小或视力值判断是否清楚,主观判断是否为老视眼。	可由脑波曲线清楚得知是否有老视眼。
清晰度判断	只能以被检查者主观判断是否清楚。	可由脑波曲线清楚得知清晰状态,并估计度数范围。
近方度数确认	只能以被检查者主观判断无法精确度数。	可由脑波曲线清楚得知清晰状态,并提供精确度数参考。

老视眼是每个人都会发生的退化现象,近方看东西不清楚对阅读工作影响甚大,但是只要针对所需要的距离使用正确度数的眼镜,可以将近方不清楚和不舒服的现象降至最低,而度数求精准可以依赖严谨的验光检查,有脑波检测方式的加入,验光质量将更有保障。

5. 结论

视觉检查可以加入脑波检测项目后,改变原本验光时只针对眼睛部分的检查,使验光检查经由撷取脑波讯号分析比对,将检查延伸至大脑的反射现象,可以帮助了解被检查者近方验光检查时眼睛及情绪

是否处于放松(检查时会等待脑波显示放松时开始检查),并由脑波帮助判断近方度数,以提高度数的精确性。参与本实验人数有 21 位,年龄由 20~65 岁,经实验余皆符合期望值。脑波应用于老视眼量测结果可以客观的评估被检查者是否具有老视眼之现象。本研究最大优点为语言障碍患者验光方法,有效达到免用口语沟通的视力屈光不正检查。本研究脑波应用于老视眼检查实验中,若受测者本身情绪不稳定、身体不适及因工作忙碌后到验光所进行验光等情况,都会影响验光结果,量测数据误差都可能大于 0.5 D 以上。其他的脑波状态是无法评估,如有些特定干扰脑波讯号,增加脑波验光变量并影响结果。因此,脑波验光使用于一般正常人,只能当辅助设备,为本研究发现此方法最大限制,也是脑波用于验光技术还可提升的地方。

参考文献

- [1] Pascual-Leone, A., et al. (2005) The Plastic Human Brain Cortex. *Annual Review of Neuroscience*, **28**, 377-401. <https://doi.org/10.1146/annurev.neuro.27.070203.144216>
- [2] Maguire, E.A., et al. (2003) Navigation Expertise and the Human Hippocampus: A Structural Brain Imaging Analysis. *Hippocampus*, **13**, 250-259. <https://doi.org/10.1002/hipo.10087>
- [3] Lutz, A., et al. (2006) Meditation and the Neuroscience of Consciousness: An Introduction. In: Zelazo, P.D. and Thompson, E., Ed., *The Cambridge Handbook of Consciousness*, Cambridge University Press, Cambridge.
- [4] 汤艺霖. 植基于红外线雷射脑波仪之轴向马达遥控装置[D]: [硕士学位论文]. 台湾: 逢甲大学, 2012.
- [5] 陈泳成. 红外线传输脑波光电控制系统[D]: [硕士学位论文]. 台湾: 逢甲大学, 2013.
- [6] Smith, W.J. (2007) *Modern Optical Engineering*. 4th Edition. McGraw-Hill, New York.
- [7] Chen, Y.-L., Shi, L., Lewis, J.W.L. and Wang, M. (2014) Infrared Retinoscopy. *Photonics*, **1**, 303-322. <https://doi.org/10.3390/photonics1040303>
- [8] Yeh, F.-M., Chen, D.-C., Wang, J.-T., Lee, S.-C. and Lee, S.-L. (2015) New Inspection Method of Visual Refractive Error Using Brainwave Patterns. *Procedia Engineering*, **140**, 85-94. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.10.149>
- [9] 陈律文. 电子商务中商品推荐效果的脑神经科学研究[D]: [硕士学位论文]. 台湾: 国立中山大学, 2016.
- [10] Mindset Communications Protocol (2010) *Brain-Computer Interface Technologies*.
- [11] Sanei, S. and Chambers, J.A. (2007) *EEG Signal Processing*. John Wiley & Sons Ltd., Hoboken. <https://doi.org/10.1002/9780470511923>
- [12] 游智名. 基于脑波讯号发展注意力辨识系统[D]: [硕士学位论文]. 台湾: 台湾师范大学, 2013.
- [13] Basak, S.K. (2012) *Ophthalmology*. 4th Edition. Medical Book Company.
- [14] Anderson, H.A., Glasser, A., Manny, R.E. and Stuebing, K.K. (2010) Age-Related Changes in Accommodative Dynamics from Preschool to Adulthood. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, **51**, 614-622. <https://doi.org/10.1167/iovs.09-3653>