

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-509790

(P2020-509790A)

(43) 公表日 令和2年4月2日(2020.4.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 H</b> 5/00 (2006.01)	A 6 1 H 5/00	Z 4 C 0 4 6
<b>A 6 1 B</b> 3/10 (2006.01)	A 6 1 B 3/10	4 C 3 1 6

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 50 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2019-515840 (P2019-515840)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成29年9月24日 (2017.9.24)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 令和1年5月21日 (2019.5.21)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/IL2017/051063</p> <p>(87) 国際公開番号 W02018/055618</p> <p>(87) 国際公開日 平成30年3月29日 (2018.3.29)</p> <p>(31) 優先権主張番号 62/398,532</p> <p>(32) 優先日 平成28年9月23日 (2016.9.23)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 米国 (US)</p>	<p>(71) 出願人 517201024 ノバサイト リミテッド イスラエル 7019801 エアポート シティ ピー. オー. ボックス 106 7</p> <p>(74) 代理人 100111202 弁理士 北村 周彦</p> <p>(72) 発明者 オズ, ダン イスラエル 4912003 ベタ ティ クワ ピー. オー. ボックス 2162</p> <p>(72) 発明者 ベルキン, ミハエル イスラエル 4912003 ベタ ティ クワ ピー. オー. ボックス 2162</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スクリーニング装置及び方法

(57) 【要約】

【課題】視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング及び/又は査定のための装置及び方法を提供すること。

【解決手段】この装置は、患者の両眼に提示される2つの別々及び無関係な処理方法を同時に適用するための電子手段と、弱視でない眼（視力の良い方の眼）に適用される第1の処理方法と、弱視の眼（弱い方の眼、即ち悪化した眼）に適用される第2の処理方法と、を含む。この方法は、a. 開始点を画定することであって、患者の両眼との間の差が完全に或いは実用上できるだけ近位で矯正されて、2つの同一又は同様の画像が前記患者の両眼から脳に転写されることを可能にすることと、b. 終点を画定することであって、前記患者の両眼の何れにも適用された矯正が皆無であることと、c. 前記開始点に従って画像に最初に矯正を適用するために、スクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための計画を画定し、前記終点に向かって所定の制御率を以って前記矯正を低減することと、を含む。

【選択図】 図1

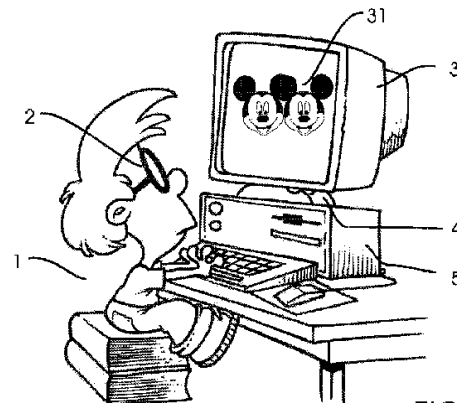


FIG. 1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング及び/又は査定のための装置において、  
患者の両眼に提示される 2 つの別々及び無関係な処理方法を同時に適用するための電子手段と、

弱視でない眼（視力の良い方の眼）に適用される第 1 の処理方法と、

弱視の眼（弱い方の眼、即ち悪化した眼）に適用される第 2 の処理方法と、を備える、装置。

**【請求項 2】**

前記電子手段は、画像生成手段と、デジタル画像処理手段と、前記患者の両眼の視線の方向を測定するためのアイトラッカー手段と、前記患者の両眼のうちの少なくとも 1 つの眼に画像を提示するための表示手段と、を備える、請求項 1 記載の装置。

**【請求項 3】**

前記装置は固定式であって、卓上式又はノート型のパソコン（PC）に基づく、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

**【請求項 4】**

前記装置は可搬式であって、タブレット又はスマートフォンに基づく、請求項 1 又は 2 に記載の装置。

**【請求項 5】**

前記装置は可搬式であって、着用ゴーグルに基づき、前記表示手段は、前記ゴーグル上に装着されるマイクロディスプレイを備え、制御及び画像処理のためのデジタルプロセッサを更に含む、請求項 1 又は 2 記載の装置。

**【請求項 6】**

前記第 1 の処理方法は、制御された画像低下測定子を有する領域を作成する、請求項 1 ~ 5 の何れか 1 項に記載の装置。

**【請求項 7】**

前記画質低下を伴う領域は、前記弱視でない眼の中心窩上に提示されるように配置される、請求項 6 記載の装置。

**【請求項 8】**

前記画質低下を伴う領域は、前記弱視でない眼の斑点上に提示されるように配置される、請求項 6 記載の装置

**【請求項 9】**

前記弱視でない眼の測定された視線方向を使用し、前記弱視でない眼の前記中心窩又は斑点上で前記画質低下に係わる領域を提示するための手段を更に含む、請求項 7 又は 8 に記載の装置。

**【請求項 10】**

前記第 2 の処理方法は、前記画像を変化させて前記 2 つの眼に同一で実在の 3D 格差又はできるだけ同様の画像を提示するようにし、脳内での画像の組み合わせを可能にする、請求項 1 ~ 9 の何れか一項に記載の装置。

**【請求項 11】**

前記第 2 の処理方法は、前記画像の垂直及び/又は水平方向の動きと、前記画像の倍率の変更（ズームイン又はズームアウト）、及び/又は前記画像の回転と、を含む、請求項 10 記載の装置。

**【請求項 12】**

前記第 2 の処理方法は、前記弱視の眼の測定された視線方向に応答する、請求項 10 又は 11 に記載の装置。

**【請求項 13】**

前記弱視の眼の前記視線を測定するためのアイトラッカー手段を更に使用する、請求項 12 記載の装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 14】**

視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための装置において、

カメラ付きの着用ゴーグルと、

デジタルプロセッサ手段と、

前記ゴーグル上に装着されるマイクロディスプレイと、を備え、

前記カメラは、前記ゴーグルがポイントする領域の実時間画像を取得し、前記プロセッサに転送されるビデオ信号を生成し、

前記プロセッサは、前記患者の疾病に適合された所定の設定に従って単眼又は両眼のためのビデオにデジタル処理を適用し、

前記表示手段は、前記処理された画像（複数可）を前記患者の眼（複数可）に提示する、装置。

10

**【請求項 15】**

前記患者の両眼の前記視線方向を測定し、その測定結果を前記プロセッサに転送するためのアイトラッカー手段を更に含み、前記デジタル処理は、前記アイトラッカー測定に回答する、請求項 14 記載の装置。

**【請求項 16】**

視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための装置において、

実在の 3 次元（3D）画像を生成するための手段と、

デジタル処理手段と、

前記患者の両眼の視線方向を測定するためのアイトラッカー手段と、

前記患者の両眼のうちの少なくとも一方の眼に画像を提示するための表示手段と、を備える、装置。

20

**【請求項 17】**

前記実在の 3 次元（3D）画像を生成するための方法は、両者とも一般的に同一方向でポインティングし、また互いに横方向に位置ずれさせた、2つのカメラを備える、請求項 16 記載の装置。

**【請求項 18】**

前記実在の 3 次元（3D）画像を生成するための方法は、両者とも一般的に同一方向でポインティングし、また各々が着用ゴーグル上で患者の両眼のうちの片眼付近に装着される、2つのカメラを備える、請求項 16 記載の装置。

30

**【請求項 19】**

前記実在の 3 次元（3D）画像を生成するための手段は、着用ゴーグル上で患者の両眼のうちの片眼付近に装着される、1つのカメラを備え、前記ゴーグルは、前記患者の片眼が周囲を見ることを可能にする、請求項 16 記載の装置。

**【請求項 20】**

前記デジタル処理手段は、前記弱視でない眼に提示される前記画像を変化させ、前記 2 つの眼に同一の実在の 3D 格差又はできるだけ同様の画像を提示して脳内での前記画像の組み合わせを可能にする手段を備える、請求項 16 ~ 19 の何れか 1 項に記載の装置。

40

**【請求項 21】**

前記デジタル処理は、前記画像の垂直及び/又は水平方向の移動、前記画像の倍率の変更（ズームイン又はズームアウト）、及び/又は前記画像の回転を含む、請求項 20 記載の装置。

**【請求項 22】**

前記デジタル処理は、前記弱視の眼の測定された視線方向に回答する、請求項 20 又は 21 に記載の装置。

**【請求項 23】**

視界悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための方法において、

50

a . 開始点を画定することであって、患者の両眼との間の差が完全或いは実用上できるだけ近位で矯正されて2つの同一又は同様の画像が前記患者の両眼から脳に転写されることを可能にすることと、

b . 終点を画定することであって、前記患者の両眼の何れにも適用された矯正が皆無であることと、

c . 前記開始点に従って画像に最初に矯正を適用するために、スクリーニング、治療、モニタリング、及び又は査定のための計画を画定し、前記終点に向かって所定の制御率を以って前記矯正を低減することと、

d . 前記患者の両眼に提示される画像に前記計画を適用する一方、患者の機能をモニタリングすることと、を含む、方法。

10

【請求項24】

前記患者の機能のモニタリングの結果に応じて前記矯正の変化率を調整するステップを更に含む、請求項23記載の方法。

【請求項25】

前記矯正は、前記画像の垂直及び/又は水平方向の移動、前記画像の倍率の変更(ズームイン又はズームアウト)、及び/又は前記画像の回転を含む、請求項23又は24に記載の方法。

【請求項26】

前記計画の前記画像への適用への前記患者の応答のモニタリングの結果に応じてスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための計画を変更することを含む、請求項23~25の何れか1項に記載の方法。

20

【請求項27】

モニタリング時に最小値及び最大値を有する所望の改善率の範囲を画定するステップと、実際の患者の機能と、前記所望の改善率とを比較するステップと、前記実際の機能が所望の改善率の範囲を超えた場合に報告又は警告を発するステップと、を更に含む、請求項23~26の何れか1項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

本出願は、本出願人により2016年9月23日に米国で出願された仮特許出願第62398532号からの優先権を主張するものである。

30

【技術分野】

【0002】

本発明は、眼及び神経の疾病によって生ずる視覚悪化に関し、より具体的には視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び査定のための装置及び方法に関する。

【0003】

(関連技術の説明)

(先行技術特許及び出願)

ヘス等、米国特許第8,057,036号、二重視の査定及び/又は療法

40

【0004】

エバンス等、米国特許公開第20130258463号、立体画像を向上させるための装置、方法、並びに装置

【0005】

ウェンデル等、米国特許第8,770,750号、二重視の診断及び/又は改善のための装置及び方法

【0006】

アブニ等、国際公開第2014/041545号、脳の視覚刺激による弱視治療のための装置及び方法

【0007】

50

ファッチ、米国特許第 8, 820, 930 号、弱視及び眼の変位矯正のための装置、方法、並びに装置

【0008】

フォス、国際公開第 2015/145111 号、眼球疾患治療のための装置及び方法

【0009】

(弱視)

弱視とは、通常、早期での斜視、不同視、或いは視覚形成欠乏の存在に関連する空間視覚の発達障害である。弱視は、視力、コントラスト感度、奥行感覚に影響し、結果として弱視の眼の視力の恒久的な低下にもなり兼ねない。弱視は、視覚装置の正常な発達を阻害し乳幼児の視覚損失の原因となる頻度が高いため、臨床的に重要である。因みに小児の約 4% 及び成人の 2% が弱視に罹患している。健常者においては 2 つの僅かに異なった画像が両眼から脳に転写され、これら 2 つの像を単一で複合の 3D 画像に融合する。

10

【0010】

しかし、一方の眼から到達した画像は、他眼から到達したものと顕著に異なることが時々ある。これは、平行でない眼(斜視)、一方の眼が他眼よりも遠く又は近くに見えてしまうこと(不同視)、或いは小児の眼に異常画像を生成する病気(白内障や他の媒体不透明など)、様々な要因で発生する可能性がある。成人におけるこのような状態は、二重視又は不鮮明な視界につながる。しかし、小児の脳は、一方の眼からの画像を無視することにより、このような障害感覚を避けることができる。この状態が小児時代に成功裡に治療されなければ、その人は恒久的に弱視となり、即ち脳が弱視の眼からの画像を無視し、この眼は他眼よりも視力が低下してしまう。通常、弱視の眼の視覚が自然に改善することは皆無であり、その事例の約半分において診断後に劣化してしまう。

20

【0011】

立体視は、適時成功裡に治療されない場合であっても弱視者において適宜発達するものでも全く発達しないものでもなく、弱視者は正確な立体視ができなくなり結果として奥行知覚もできなくなる。このため、弱視者は、片眼しか十分に機能しないことへの不安や失明の可能性の増大など、様々な心理状態に苦悩することが益々一般化するのに加え、職業選択も限られてしまう、

【0012】

成人弱視者(斜視を除く)の調査において、学校生活への支障(52%)、仕事への支障(48%)、生活様式への悪影響(50%)、スポーツ競技参加への悪影響(40%)、職業選択への影響(36%)があると感じていることが判明した。これらの患者は、身体化の度合い、異常な振舞い又は抑圧的な振舞いの度合い、或いは感覚及び不安症が過剰になる度合いについて通常よりも顕著に大きくなることが判明した。

30

【0013】

(収束不足(CI))

収束不足は、近距離で見たり、読んだり、作業したりする人の能力に支障をきたす一般的な近視の障害である。

【0014】

兆候及び症状としては、小児が読書中、或いは他の近位領域活動に關与している最中に発生し、眼精疲労、頭痛、解釈困難、二重視、集中困難、斜視、片眼の閉塞を含む。

40

【0015】

CIに罹患した小児は、CIに罹患していない小児に比べ多くの症状を有し、注意力の悪化を呈する。これにより、両親や教師に、小児が眼の疾病ではなく学習不能に陥っているという疑いを抱かせてしまい兼ねない。

【0016】

この障害は、成人、特にコンピュータ画面などの近位対象を見ることにかなりの時間を費やす人にも存在する。

【0017】

(他の病気)

50

他眼の疾患としては、視力の低下、斜視（トロピア及び斜位の何れか）、斜視力、色盲、並びに各種眼の動態の病気が多く存在する。これらは多くの小児に影響し、早期の年代に治療されなければ不治となる。

【0018】

（現在の弱視治療）

弱視は、弱視でない眼を使わないようにしたり、或いはその眼の視界の質を低減したりすることにより弱視の眼を使用するように仕向けて治療が成される。弱視の治療は、9歳以下の年齢までの小児にのみ有効である。下記に詳述される治療を行うには幾つかの方法又はその組み合わせがある。

【0019】

（パッチング、電子シャッター、曇りレンズなどによる効き眼の閉塞）

効き眼（良い方の眼）の閉塞は長年に渡って確立された方法であり、その治療手順に適切に従った場合にのみ良い結果が得られる。しかし、パッチングには多くの欠点があり、見苦しいアイパッチの装着に関する社会的及び感情的な問題のみならず、主に小児の良い方の眼を覆うことにより生ずる視覚機能の悪化も無視できない。これら全ての要素の結果、アイパッチングへの応諾は限定され、不治と思われるほどの悪影響を受けた眼における視力の低下を患う小児の多くの臨界年齢は、9歳に達している。

【0020】

更にまた、このパッチング方法はいずれか一方の眼を一度に刺激するため、視界皮質における立体視処理が行えず、結果として最初の箇所劣化又は発達不全となり、仮に両眼で良い視力が別々に実現されたとしても、その患者は3D知覚が得られなくなる。

【0021】

また、斜位弱視を患う小児には斜視手術が適用される。しかし、両眼が一緒に働くように使用されるわけではないため、術後には両眼が同時に働く傾向が弱まり、当該手術が成功率の高いものであって、またパッチング治療が当該手術前に実施された場合であっても、両眼の位置ずれが起こり兼ねない。

【0022】

（アトロピンペナリゼーション）

アトロピンは、弱視でない眼に浸み込ませ、弱視の眼を近視課題のために継続的に使用するように仕向けると瞳孔拡張及び適用低下の原因となる。また、この治療は反対弱視の原因になりうる。更なる欠点としては、光過敏の原因となる治療眼における瞳孔拡張、斜視の発達不足、並びに不規則性の合併症がある。

【0023】

（反射誤差の矯正）

この方法は、両眼での画像サイズ及び輝度を同等とすることにより、非対称性弱視の矯正に使用される。この療法は斜位弱視の治療には使用できず、時間内に行われる場合のみ有効である。後者は、斜視とは異なり、その状態の症状が不明確なため問題が多い。

【0024】

（両眼分離症の眼への刺激）

この方法は近年導入されたが、両眼に異なった画像を付与すること、即ちより良い画質を弱視の眼に導入しつつ画質の低下した画像を他眼に付与することで成り立っている。

【0025】

まず、3Dパソコンモニター又はヘッド装着型ディスプレイに映像が表示される。しかし、この方法は、斜視の患者のための同時的で正確な中心窩刺激について、特に2つの眼の間の偏倚角度が、異なった眼視角度に対し一定でない場合には安心とはいえない。更にまた、潜在性斜視を補う目的でこの装置を調整するのは殆ど不可能である。

【0026】

（知覚学習）

知覚学習とは、刺激に対応する感覚装置の機能が経験を通じて改善される過程である。知覚学習は、特定の知覚課題の実施における運動を通じてだけでなく環境との知覚的な対

10

20

30

40

50

話を通じて行われる。知覚学習の結果として知覚装置及び感覚装置に発生する変化は、振舞い及び心理学のレベルで発生する。知覚学習は、生物がその環境に適応する自らの能力を改善する知覚装置への変化が相対的に長続きすることを伴う。

【0027】

研究の結果、知覚学習が弱視の治療のための重要な方法を提供することを示した。視覚課題の実施の結果、弱視の眼に永続する機能上の向上が生じている。この改善は、一般的に、訓練後の眼、課題、刺激、オリエンテーションには最強のものであるが、通常の視界に比べ、より広い空間周波数帯域を有すると思われる。重要な点は、様々な異なった課題と刺激に基づいて実施することが、視力向上への転換となると思われることである。

【0028】

上記方法の大きな欠点の一つは、両眼が一度に刺激されるため脳に片方の眼の画像が備わってしまい、脳の視覚中心禍で行われる斜視処理の実施を阻害していることである。このため奥行知覚が退化してしまう。

【0029】

小児への弱視治療の成功率は約50%で(9分の6(30分の20)より良好な視界に到達)、斜位弱視においてよりも不同視弱視において改善が認められている。これは、少なくとも成人において部分的に成功した弱視治療に限定される。しかし、知覚治療の反復には長期間を要するため応諾率も低く限られることが災いして、通常の弱視治療となるに至っていない。

【0030】

弱視の治療は、常に、その原因の治療、例えば斜視の外科手術、不同視弱視の眼の矯正、不平等な視界の原因の除去との組み合わせで行われるべきである。9歳以下の年齢の小児のける臨界期間中に治療が成功した場合であっても、その結果は恒久的なものではなく、当該患者の約半分に劣化が認められ維持治療を要する場合がある。更にまた、外科的に矯正された斜視の劣化は、光軸の配置を保つのに役立つ立体視覚がないために発生することが多い。現在の小児弱視治療の相対的な非効率性、並びにまだ治療可能な疾病の診断の困難性の結果、全国の成人人口のうち2%~4%が弱視となっている。

【0031】

弱視は、9歳以上の人には治療不可能と考えられている。しかし、近年の研究では、知覚学習の成功から学べるように、弱視の眼について損失したとされる神経経路が成人の治療に利用可能であれば、成人の弱視も治療可能であることを示唆している。この様相は、継続的で退屈な眼の運動を伴うため寧ろ非実用的である。

【0032】

(先行技術としての収束不足の治療)

治療範囲は、受動型プリズムレンズから能動的な開業医による視覚治療までに及んでいる。米国眼科研究所による科学的研究によれば、一般開業医による視覚治療が最も成功した治療であることを立証している。

【0033】

最も一般的に処方される治療は、家庭ベースでのペンシルプッシュアップ療法であると思われるが、科学的研究では、この治療は非効率であることを示している。

【0034】

これらの方法は非常に簡便ではあるものの、開業医のオフィスに度々通院することが求められて面倒である上、家庭ベースでのペンシルプッシュアップ療法は子供にとって退屈である故、応諾率も低い。

【0035】

また、両者の方法では、刺激に追従する小児の進捗状況を実時間でモニタリングすることが存在しないため、治療医及び患者のためのフィードバックが利用できないばかりか、刺激を与えて運動機能を改善させた可能性がある小児への実時間でフィードバックも利用できない。

【0036】

10

20

30

40

50

(先行技術としての両眼のモニタリング及び査定方法)

現在の方法は、専門医、即ち眼科医、視能訓練士、或いは検眼医によって行われ、時間がかかる上、高価な治療手順を要する。

【0037】

標準的で一般的な検査としては、視力検査、斜視及び潜在性斜視の検査、弱視奥行及び両眼の動態検査がある。しかし、患者の歩行が覚束ない場合には検査への協力要請が困難で不可能な場合がある。

【0038】

これらの検査は、弱視（及び他眼の障害）を検出し、弱視治療の進捗状況を査定する機能を付与する上で重要な要素となる。

【0039】

アイトラッキングを使用した眼の疾病及び視覚悪化のスクリーニング、診断、査定、モニタリング、並びに治療のための先行技術としての方法及び装置における上記及び他の問題については、本発明とともに提示される。

【発明の概要】

【0040】

本発明は、弱視及び斜視などの眼の疾病及び視覚悪化のスクリーニング、診断、査定、モニタリング、並びに治療のための装置及び方法に関する。

【0041】

本発明の主な特徴及び利点は、以下のとおりである。

【0042】

1. 患者の両眼に同時適用される、別個で互いに無関係な2つの処理方法を使用し、視覚関係の疾病を測定及び/又は治療するための装置。

例えば、患者の各々に提示される画像には、以下の異なった処理を行う。

a. 弱視でない眼の場合、当該処理は画像劣化の制御型測定子を有する領域を含み、患者に他眼、即ち弱い方の眼に多く依存させる。更にまた、劣化領域の位置は、弱視でない眼の視線の測定方向に対し画面上で移動させる。

b. 弱視の眼の場合、当該処理は、画像を変更して同一の実在の3次元格差、即ち、できるだけ同様の画像を2つの眼に提示し、脳内の画像を組み合わせることを可能にすることを含む。

【0043】

処理としては、画像を垂直及び/又は水平方向への移動、即ち画像の倍率（ズームイン又はズームアウト）の変更及び/又は画像の回転を含んでもよい。

【0044】

この処理は、弱視の眼の視線の測定方向に応じたものである。即ち視線が垂直及び/又は水平及び/又は斜め方向に移動するに伴い、画面表示される画像も移動させる。

【0045】

2. 「能動的な」実時間治療。患者は、勤務時、歩行時、リクリエーション時などでも治療を受けられる。患者は、実時間の画像を取得するための手段を有するゴーグル、即ち当該患者の疾病に適合された所定の設定に従って片眼又は両眼に画像を処理するための処理装置、並びに処理画像（複数可）を患者の眼（複数可）に提示するための表示手段を装着する。本実施態様では、患者の時間の節約が実現できる上、実施も容易である。実際、院時間、待ち時間、受診処理の節約にもなる上、患者は他の課題に取り組みながら治療を受けている。

【0046】

3. 測定及び治療のための実在の3次元（3D）画像の使用。実在の3D画像が脳を最高に刺激して画像を組み合わせるため、当該患者は、空間内の各対象の奥行、即ち健全な視力の持ち主でも完全に理解できないような実質的な利点を知覚する。

【0047】

両眼に正確な同一画像を提示することにより両眼の視界を維持できるが、中心窩におけ

10

20

30

40

50

る立体視（3D処理）は試行されず、3D知覚は向上しない。3D知覚は正確ではあるものの機能としては脆弱であり、視界障害がある場合には喪失し易くなる可能性がある。

【0048】

本発明は、この利点を実現するために、以下を含む革新的な概念を利用している。

【0049】

a. 実在の3D画像、即ち2つのカメラから生成された画像であって、それらが2つの健康な眼同様に世界を見るように別々に配置されるものを使用し、別々に配置されるものとして世界が見えるようにすること。

この2つのカメラからの画像は同一ではなく、ほんの僅かな違いを含有する。これらの違いは、3D映像の再構成及び知覚のために脳によって利用される。

10

b. 弱視の眼の欠陥を、この眼に提示される画像を処理することにより矯正するため、脳はこの2つの眼からの画像を同一、或いはできるだけ同一に近いものとして知覚すること。これにより、脳は1つの対象に2つの画像を組み合わせることができる。ここでは垂直及び/又は水平方向への画像の移動、画像の倍率の変更（ズームイン又はズームアウト）、及び/又は画像の回転により片眼に対する画像を変化させるためにデジタルプロセッサが使用される。

c. 強い方（視力の良い方）の眼に提示される画像の制御劣化により、弱い方の眼により多く依存するように患者に試行/刺激すること。

【0050】

4. 上記の特徴（1～3）は多くの変形例に組み込むことができ、デジタルプロセッサのパラメータは、各患者の視覚障害に最適に適合するように調整されてもよい。

20

【0051】

本発明の装置は、モジュラー式でありフレキシブルである。同装置は、眼の疾病及び視界悪化のスクリーニング、診断、査定、モニタリング、並びに治療のために非常に強力な有用な装置として実現されるようにソフトウェア制御されている。

【0052】

（注意事項）

1. (a) 測定及び治療のため3次元（3D）画像を使用する一方、

(b) 3Dモニター、3Dグラス等のような3D表示装置の使用を区別することが重要である。

30

【0053】

特徴（a）は、本発明の実質部分であり、3D画像作成、即ち各々の眼に別々の処理及び各々の眼に別々の表示を行うことに関係する一方、特徴（b）は、先行技術として、各々の眼に別々の画像を提示するための装置に関係している。本発明は、3D装置（b）を使用し、各々の眼に異なった別々の画像を提示しているが、これは、特徴（a）における装置及び方法のたった1つの構成要素に過ぎない。

【0054】

2. 最新のデジタルプロセッサが小型パッケージ内部で、また低コストを以って強力な画像処理を行うための手段を提供している。これにより「能動的な」可搬性装置の製造を促進している。このような装置の一例は、マイクロチップテクノロジー社製造のフローティングポイントユニット（FPU）を有する高性能コントローラの32ビットPIC32MZ及び最新型周辺装置のセットである。

40

【0055】

（発明の更なる特徴及び利点）

本装置の目的の一つは、弱視の眼の視力を維持及び改善する一方、患者の奥行知覚を維持及び改善することにより弱視を治療することである。

【0056】

（一般事項）

- ・提示された実施態様の各々は、記載された課題に全てに対する成果を例示している。
- ・本明細書では、固定式及び可搬式装置の各例を付与している。

50

- ・調節及び収束パラメータを適切に調整することにより近視又は遠視に調整可能である。
- ・アイトラッカーにより両眼を追跡し、両眼が提示対象を追跡するかを確認する。

## 【0057】

(弱視の治療)

・両眼用画像（各々の眼に異なった画像）を映画、ゲーム、アニメーションなどの形態で固定式又は移動式に付与しているため、脳内の斜視処理を行える。この2つの画像は同一であっても、実際の奥行感覚を付与して斜視処理の更なる改善を行うことで斜視の補償を行うための表示特性を有するものであってもよい。

・斜位弱視（克服が困難な類の弱視）の場合、ここで示唆される装置は、眼視方向が異なるに伴って斜位角度が変化する場合でも、瞳孔上の溶融画像が両眼とも鮮明になることを可能にする唯一の解決策となる。この補償は、生身の眼の追跡データに基づく実時間の画像格差によって実現される。

・画像の性質は、弱視の眼を好適に使用するよう試行する一方、他眼を（低画質の画像又は部分画像を以って）刺激するような態様においては異なるため、弱視の眼から受け入れた視覚情報の場合には関連する脳の回路の運動となり、脳の視覚中心窩における斜視処理を行える。

・各々の眼に異なったサイズの画像を付与して非対称性弱視を治療するための固有の機能

・単一又は複数のアイトラッカー（先行技術）により、捻じれ偏倚を含めた非対称の眼の動きの状態全てについての瞬間的な眼視方向に従って、2つの眼の中心窩領域に対する2つの画像の一貫性投影を保証する。

・可搬性ゴーグルの場合、「能動的な」治療を可能にする1つ又は2つの映像カメラによって画像が付与可能である。

・近位領域及び遠位領域で視力を訓練する機能。

・アイトラッキングフィードバックを使用した進捗状況モニタリング及び査定の自動化。

## 【0058】

収束不足の診断及び治療

・両眼用画像（各々の眼に異なった画像）を映画、ゲーム、アニメーションなどの形態で固定式又は移動式に付与しているため、脳内の斜視処理を行える。この2つの画像は、実際の奥行感覚を付与し、斜視処理を更に改善して斜視の補償を行うための表示特性と一致するものであっても、或いはこの特性自体を有するものであってもよい。

・この2つの画像は、互いに向かって自動的に移動したり、画像の反対側に移動したりして患者の眼を収束させるように試行するような態様となっている。

・アイトラッカーにより、両眼が内側に移動中の対象を適切に追跡しているかを確認する。

・この運動は小児に対しては徐々に提示され、その進捗状況については進行及び訓練計画に従ってモニタリング、査定、並びに変更が成されるため、実務者や両親への重要なフィードバックを付与だけでなく小児へのバイオフィードバックともなりうる。

## 【0059】

(両眼の調整不全)

・両眼用画像（各々の眼に異なった画像）を映画、ゲーム、アニメーションなどの形態で固定式又は移動式に付与している。

・この2つの画像は、実際の奥行感覚を付与し、斜視処理を更に改善して斜視の補償を行うための表示特性と一致するものであっても、或いはこの特性自体を有するものであってもよい。

・この単一又は別々の2つの画像は、所定の速度及び経路での動的刺激を含み、別々にもチームとしても機能する眼の筋肉の訓練及びモニタリングを行うようにしている。

・アイトラッカーにより、両眼が刺激を適切に追跡しているか確認する。

・この運動は小児に対しては徐々に提示され、進捗状況については進行及び訓練計画に従ってモニタリング、査定、並びに変更が成されるため、実務者や両親への重要なフィード

10

20

30

40

50

バックを付与するとともに小児へのバイオフィードバックともなりうる。

【0060】

(モニタリング及び査定)

本装置は、通常訓練時には各パラメータを測定し、両眼の各種視覚機能を査定する。

【0061】

重要な利点： 検査は全て就学前の小児に対し行えるが、その理由は、これらの検査では小児からの自発的なフィードバックも、それに係わる協力も不要なためである。

【0062】

以下は、継続的又は周期的に行える検査の例である。

- ・視力及びコントラスト感度
- ・斜位角度及び潜在性斜視の程度
- ・収束不足
- ・眼の動き： 痙攣速度、軌跡及び反応時間
- ・奥行知覚及び斜視の質
- ・瞳孔径及び反応

10

【0063】

上記に基づき、本装置は測定されたデータを分析し、過去の患者データや標準モデルとの比較に基づき進捗状況を査定して以下を行う。

- ・治療計画の変更
- ・担当医師、患者、又は患者の親戚への警告又は報告の実施
- ・小児へのバイオフィードバックの付与

20

【0064】

(スクリーニング)

スクリーニングの場合、本装置はモニタリング及び査定の場合と同じ測定を行い、測定値を標準データと比較し、専門医による更なる精密検査を要する障害の可能性についての報告を行う。

【0065】

スクリーニングに要する結果レベルの精度は低いため、検査手順の迅速化並びにより低コストの装置を以って、より高い閾値が使用されうる。

【0066】

上記検査は全て自動で、また迅速であるため、スクリーニング処理は、技師や校内看護師などによって行える。上記検査は、眼科医や検眼医などの専門医を必ずしも要さない。

30

【0067】

弱視状態は、できるだけ早期に検出されねばならず、幼少で言語習得前の小児においては危険な障害であるため、(当該検査の全て又は幾つかを以って)早期に検出されうる。

専門医への適切な照会が成されれば、既存の高い「偽陽性」率を低減させるとともに、アイケア装置に大きな負担がかかり多くの小児を検出できずに不治の深刻な眼の障害の原因となる「偽陰性」率を低減させることになる。

【0068】

本開示に詳述されるように、本発明は、既存の治療方法及び装置の欠点を克服し、容易に実行され、小児にとって魅力的である。

40

【0069】

上記のモニタリング、査定、並びにスクリーニングは、必要な小児の協力を最小化し、数分又は数秒の時間で行える。

【0070】

本発明の更なる目的及び利点は、本開示及び関連図面を読めば当業者に明白といえよう。

【図面の簡単な説明】

【0071】

本発明の実施態様は、以下の図面を参照して以下に開示される。

50

- 【 0 0 7 2 】
- 【 図 1 】 固定式装置の概略図を示す。
- 【 0 0 7 3 】
- 【 図 2 】 固定式装置のブロック図を示す。
- 【 0 0 7 4 】
- 【 図 3 】 タブレットベースの可搬式装置の概略図を示す。
- 【 0 0 7 5 】
- 【 図 4 】 可搬式両眼用装置の概略図を示す。
- 【 0 0 7 6 】
- 【 図 5 】 可搬式単眼用装置の概略図を示す。 10
- 【 0 0 7 7 】
- 【 図 6 】 可搬式装置、ゴーグルの断面図を示す。
- 【 0 0 7 8 】
- 【 図 7 】 可搬式単眼用装置のブロック図を示す。
- 【 0 0 7 9 】
- 【 図 8 】 可搬性両眼用装置のブロック図を示す。
- 【 0 0 8 0 】
- 【 図 9 】 弱視治療方法の主要処理図を示す。
- 【 0 0 8 1 】
- 【 図 1 0 A 】 弱視の眼に提示される高コントラスト画像を示す。 20
- 【 0 0 8 2 】
- 【 図 1 0 B 】 他眼（視力のより良好な、強い方の眼）に提示される低コントラスト画像を示す。
- 【 0 0 8 3 】
- 【 図 1 1 A 】 弱視の眼に提示される高コントラスト画像を示す。
- 【 0 0 8 4 】
- 【 図 1 1 B 】 他眼（視力のより良好な、強い方の眼）に提示される低コントラスト画像を示す。
- 【 0 0 8 5 】
- 【 図 1 2 A 】 検査又は治療の操作方法を示す。 30
- 【 0 0 8 6 】
- 【 図 1 2 B 】 外部からの介入 / 矯正なしに各々の眼の瞳孔に提示されるサイズの異なった画像を示す。
- 【 0 0 8 7 】
- 【 図 1 2 C 】 外部からの介入 / 矯正なしに各々の眼の瞳孔に提示されるサイズの異なった画像を示す。
- 【 0 0 8 8 】
- 【 図 1 2 D 】 外部からの介入 / 矯正なしに各々の眼の瞳孔に提示されるサイズの異なった画像を示す。
- 【 0 0 8 9 】 40
- 【 図 1 3 A 】 各々の眼に提示される補足画像の、異なった浸みを使用した治療方法を示す。
- 【 0 0 9 0 】
- 【 図 1 3 B 】 各々の眼に提示される補足画像の、異なった浸みを使用した治療方法を示す。
- 【 0 0 9 1 】
- 【 図 1 4 A 】 移動中の対象を使用した治療方法を示す。
- 【 0 0 9 2 】
- 【 図 1 5 A 】 斜位でない両眼の遠視を示す。
- 【 0 0 9 3 】 50

- 【図15B】斜位でない両眼の遠視を示す。  
【0094】
- 【図16A】斜位でない両眼の近視を示す。  
【0095】
- 【図16B】斜位でない両眼の近視を示す。  
【0096】
- 【図17A】斜視、遠視、矯正されていない画像位置を示す。  
【0097】
- 【図17B】斜視、遠視、矯正されていない画像位置を示す。  
【0098】 10
- 【図18A】斜視、遠視、矯正された画像位置を示す。  
【0099】
- 【図18B】斜視、遠視、矯正された画像位置を示す。  
【0100】
- 【図19】収束不足の診断のための方法の主要処理図を示す。  
【0101】
- 【図20A】初期の画像位置、遠視を示す。  
【0102】
- 【図20B】初期の画像位置、遠視を示す。  
【0103】 20
- 【図21A】「ムーブイン」後の画像位置を示す。  
【0104】
- 【図21B】「ムーブイン」後の画像位置を示す。  
【0105】
- 【図22A】画像位置、収束不足の眼を示す。  
【0106】
- 【図22B】画像位置、収束不足の眼を示す。  
【0107】
- 【図23】視力のための方法の主要処理を示す。  
【0108】 30
- 【図24】代表的なガバーパッチ画像を例示する。  
【0109】
- 【図25】より高い空間周波数を有するガバーパッチを例示する。  
【0110】
- 【図26】回転させたガバーパッチを例示する。  
【0111】
- 【図27】コントラストを低減させたガバーパッチを例示する。  
【0112】
- 【図28】立体視力検査の主要処理を示す。  
【0113】 40
- 【図29】代表的なランダムドット立体図を示す。  
【0114】
- 【図30】健常者によって知覚された3D画像を示す。  
【0115】
- 【図31】奥行知覚を有さない人によって知覚された画像（ランダムドット）を示す。  
【0116】
- 【図32】健常者によって知覚された画像を示す。  
【0117】
- 【図33】色盲の人（カラーリングが見えない人）によって知覚された画像を示す。  
【0118】 50

- 【図34】形状を移動する検査方法を示す。  
【0119】
- 【図35】色盲検査方法の主要処理を示す方法。  
【0120】
- 【図36A】痙攣検査のための対象刺激の方法を示す。  
【0121】
- 【図36B】痙攣検査のための対象刺激の方法を示す。  
【0122】
- 【図37】代表的な痙攣動作グラフを示す。  
【0123】 10
- 【図38A】通常及び低速の痙攣速度の間の比較方法を示す。  
【0124】
- 【図38B】通常及び低速の痙攣速度の間の比較方法を示す。  
【0125】
- 【図39A】潜在性測定の結果を示す。  
【0126】
- 【図39B】潜在性測定の結果を示す。  
【0127】
- 【図39C】潜在性測定の結果を示す。  
【0128】 20
- 【図40】眼の軌跡測定の結果を示す。  
【0129】
- 【図41】円滑な追跡検査のための対称刺激動作を示す。  
【0130】
- 【図42】円滑な追従検査による眼の軌跡測定を示す。  
【0131】
- 【図43】円滑な追従検査による異常な軌跡を示す。  
【0132】
- 【図44A】前庭動眼球反射測定の設定を示す。  
【0133】 30
- 【図44B】前庭動眼反射測定の設定を示す。  
【0134】
- 【図45】洞様の頭部動作のための前庭動眼反射測定を示す。  
【0135】
- 【図46】視動性反射測定用のドラムを示す。  
【0136】
- 【図47】視動性反射測定用の画面ディスプレイを示す。  
【0137】
- 【図48】正常な視動性眼球運動を示す。  
【0138】 40
- 【図49】異常な視動性眼球運動を示す。  
【0139】
- 【図50】より高いコントラストの周波数ストライプを有する画面を示す。  
【0140】
- 【図51】より低いコントラストのストライプを有する画面を示す。  
【0141】
- 【図52】収束不足の診断のための方法2の主要処理を示す。  
【発明を実施するための形態】  
【0142】
- (発明の詳細な説明) 50

ここで例示によって、また添付図面を参照して本発明について説明する。

【0143】

(備考)

a. 3Dモニター及びグラスは、例えば受動式、交替式、分極式など如何なる種類のものでよい。

b. モニター = ディスプレイ = 画面(固定式装置 - 1つの3Dディスプレイ、可搬性装置 - 1つ又は2つのマイクロディスプレイ)

c. 3D = 3次元

d. 近視用ディスプレイ = マイクロディスプレイ

e. 他眼 = 弱視でない眼(視力の良い、強い方の眼)

10

【0144】

(各々の眼に対し別々の処理方法を使用して1つ以上の視界に関係する疾病の測定及び治療を同時に行うための装置)

例えば、患者の2つの眼の各々に提示される画像には、以下の異なった処理が実施される。

a. 弱視でない眼の場合、当該処理は画像劣化の制御型計測器を有する領域を含み、患者に他眼、即ち弱い方の眼に多く依存させる。更にまた、劣化領域の位置は、弱視でない眼の視線の測定方向に応じて画面上で移動させる。

b. 弱視の眼の場合、当該処理は、画像を変更して同一の实在の3次元格差、即ち2つの眼に対し同様の想定画像を提示し、脳内の画像を組み合わせることを可能にすることを  
含む。処理としては、垂直及び/又は水平方向への画像の移動、画像の倍率の変更(ズームイン又はズームアウト)、及び/又は画像の回転を含む。この処理は、弱視の眼の視線の測定方向に対応している。即ち、視線が垂直及び/又は水平方向に移動するに伴い、画面上に提示される画像も移動する。

20

【0145】

(徐々に劣化する画像劣化)

弱視でない眼の場合、画像劣化の測定は、画像劣化を伴う領域において均一である必要はない。好適には、この劣化は当該領域の中心でより強力となり、この領域のエッジ部分に向かって徐々に低減し、円滑な移行を行う。

【0146】

(「能動的な」実時間治療)

患者は、勤務時、歩行時、リクリエーション時などでも治療を受けられる。患者は、実時間の画像を取得するための手段を有するゴーグル、即ち当該患者の疾病に適合された所定の設定に従って片眼又は両眼に対し画像を処理するための処理装置、並びに処理画像(複数可)を患者の眼(複数可)に提示するための表示手段を装着する。本実施態様では、患者の時間の節約が行える上、実施も容易である。実際、通院時、待機時、治療受診時  
もとより、他の課題を行っている最中でも治療を受けている。

30

【0147】

(測定及び治療のための实在の3次元(3D)画像の使用)

实在の3D画像が脳を最高に刺激して画像を組み合わせるため、この患者は空間内の各  
対象の奥行、即ち健常な視力の持ち主でも完全に理解できないような実質的な利点を知覚する。

40

【0148】

3D知覚は正確ではあるものの機能としては脆弱であり、視界障害がある場合には喪失し  
易くなる可能性がある。

【0149】

本発明は、この利点を実現するため、以下を含む革新的な概念を利用している。

a. 实在の3D画像、即ち2つのカメラから生成された画像であって、それらが2つの  
健康な眼と同様に世界を見るように別々に配置されるものを使用して、別々に配置されるものとして世界が見えるようにすること。

50

この2つのカメラからの画像は同一ではなく、ほんの僅かな違いを含んでいる。これらの相違は、3D映像の再構成及び知覚のために脳によって利用される。

b. 弱視の眼の欠陥を、この眼に提示される画像を処理することにより矯正するため、脳はこの2つの眼からの画像を同一、或いはできるだけ同一に近いものとして知覚すること。これにより脳は1つの対象に2つの画像を組み合わせることができる。

垂直及び/又は水平方向への画像の移動、画像の倍率の変更(ズームイン又はズームアウト)、及び/又は画像の回転により片眼に対する画像を変化させるためデジタルプロセッサが使用される。

c. (視力の良い)強い方の眼に提示される画像の制御劣化により、弱い方の眼により多く依存するように患者に試行/刺激すること。

【0150】

(視覚悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための適合方法)

この方法は、以下を含む。

a. 開始点を画定することであって、患者の両眼の差が完全に、或いは実用上できるだけ近位で矯正されて2つの同一又は同様の画像が患者の両眼から脳に転写されることを可能とすること。

b. 終点を画定することであって、患者の両眼の何れにも適用される矯正が皆無であること。

c. 前記開始点に従って画像への矯正を適用するために、スクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定計画を画定し、所定の制御率を以って前記終点に向かって当該矯正を徐々に低減すること。

d. 前記患者の両眼に提示される画像に前記計画を適用する一方、患者の機能をモニタリングすること。

e. 前記患者の機能をモニタリングした結果に応じて前記矯正の変化率を調整すること。

f. 最小値及び最大値を有する所望の改善率の範囲を画定し、モニタリング時に実際の患者の機能と、前記所望の改善率と、を比較し、前記実際の機能が前記所望の改善率を超えた場合には報告及び警告を発すること。

【0151】

上記方法は、本発明において開示される装置の実施態様の何れかに適用可能である。

【0152】

(上記の主要特性を多くの変形例に組み込み、前記デジタル処理のパラメータを調整して各患者の視覚障害に最高に適合させるようにすること)

本発明の装置は、モジュラー式であってフレキシブルである。同装置は眼の疾病及び視界悪化のスクリーニング、診断、査定、モニタリング、並びに治療のために非常に強力な有用な装置として実現されるようにソフトウェア制御されている。

【0153】

(注意事項)

1. (a) 測定及び治療のため3次元(3D)画像を使用する一方、

(b) 3Dモニター、3Dグラスなどのような3次元表示装置の使用を区別することが重要である。

特徴(a)は、本発明の実質部分であり、3D画像作成、即ち各々の眼に別々の処理及び各々の眼に別々の表示を行うことに関係している。一方、特徴(b)は、先行技術として、各々の眼に別々の画像を提示するための装置に関係している。本発明は、3D装置(b)を使用し、各々の眼に異なった別々の画像を提示しているが、これは、特徴(a)における装置及び方法のたった1つの構成要素に過ぎない。

2. 最新のデジタルプロセッサが、小型パッケージ内部で、また低コストを以って強力な画像処理を行うための手段を提供している。これにより、可搬性のある「能動的な」装置の製造を促進している。このような装置の一例は、マイクロチップテクノロジー社製造のフローティングポイントユニット(FPU)を有する高性能コントローラの32ビット

10

20

30

40

50

P I C 3 2 M Z 及び最新型周辺装置のセットである。

【 0 1 5 4 】

(ハードウェア)

ここでは、同様の原理及び以下のサブアセンブリに基づき、3つの実施態様のうちの数例を説明する。

- ・家庭又は職場での使用のためのパソコン、ノート型パソコン等に基づく固定式装置
- ・家庭用、職場用、或いはスクリーニング用のタブレット、スマートホン等に基づく可搬式装置
- ・家庭用、職場用、或いは「能動的な」使用のためのマイクロディスプレイを有するゴーグルに基づく可搬式装置

10

【 0 1 5 5 】

実施態様全てにおいて、固定式又は可搬式の矯正レンズは、必要に応じて追加されてもよい。ゴーグルに基づく可搬式装置において、矯正レンズの追加のための特別な装着物がゴーグルフレームに追加されても、或いは付与された接眼レンズ内に直接一体化されてもよい。また、この画像は、近視又は遠視に必要とされるような適応/収束特性の両者において両眼に対し別々に付与される。動作原理については、当方の国際特許出願第 P C T / I L 2 0 1 6 / 0 5 0 2 3 2 に記載されるとおりである。また、マイクロホンは、各種刺激、即ち読影量の測定などへの患者の適用を得るための適切な音声認識ソフトウェアとともに追加可能である。このマイクロホンは図2にしか図示されていないが、全ての実施態様に対し同様に追加可能である。

20

【 0 1 5 6 】

(固定式装置)

図1は、3次元グラス2(本例における交替式シャッターグラス)と、3Dディスプレイ又はモニター3と、前記ディスプレイ近傍に配置される遠位アイトラッカー4、或いは前記グラスフレーム上に装着される近位アイトラッカーと、パソコン(PC)又はデジタルプロセッサ5と、を備える、固定式装置を示す。また、患者1及び2つの両眼用画像31も図示される。

【 0 1 5 7 】

この装置のブロック図は、図2に図示されているが、これにはパソコン(PC)又はデジタルプロセッサ5、3Dグラスコントロール21を有する3Dグラス2、制御入力装置(例えば、キーボード、マウス、タブレット等)51、マイクロホン52、遠位アイトラッカー4、並びに3Dディスプレイ3を含む。また、アイトラッカーデータ41、ディスプレイ信号32、患者の左眼13と右眼12も図示される。

30

【 0 1 5 8 】

プロセッサ5は、(必要に応じて)3Dグラス2を制御し、処理された所要の2つの両眼用画像(静止画、ビデオ、ゲームなどの何れか)を3Dディスプレイ3に送る。また、上記のプロセッサは、アイトラッカー4からの注視方向、並びにキーボード、マウス等のような入力デバイスから所要の制御全てを受信する。

【 0 1 5 9 】

(タブレットに基づく可搬性装置)

PCに代わって、本装置は、タブレット6(アイパッド(登録商標)等)又はアイトラッカーを有するスマートホンを使用できる。このアイトラッカーは、アイトラッカーとして機能する統合型タブレット/携帯カメラと置換可能である。

40

【 0 1 6 0 】

図3は、タブレットベースの可搬式装置を示す。この装置は、3Dグラス2と、前方視界61及び後方視界62を有するタブレット6と、統合型カメラ63と、遠位アイトラッカー4と、を含む。また、患者1も図示される。

【 0 1 6 1 】

(ゴーグルを有する可搬式装置)

このゴーグルの実施態様は、以下の部材を有する。図4参照。

50

\* 各々の眼に1つずつ両眼に近位で配置される2つのアイトラッカーであって、左眼近位トラッカー45及び左眼近位トラッカー46。

\* (適切な光学機器を有する) 1つ又は複数のマイクロディスプレイであって、(2つのマイクロディスプレイの場合) 各々の眼に1つずつ配置されるもの(本実施態様では、3Dディスプレイ及び3Dグラスは不要である)。これらは右眼用近位アイディスプレイ34及び左眼用近位アイディスプレイ35となる。

\* 本装置が通常の「能動的な」操作時にも使用される場合、このゴーグルは1つ又は2つの映像カメラ71, 72を用いてもよい。

\* 眼科用光学機器

\* 可搬式制御ボックス/プロセッサ6

上記の各部材(可能であればプロセッサ6を除外)は、可搬式両眼用又は単眼用フレーム39の上に装着されてもよい。

【0162】

単眼用装置は、1つのマイクロディスプレイと、1つの映像カメラと、1つの眼科用光学機器と、を含む。図5参照。また、可搬式の両眼用又は単眼用フレーム39及び右側映像カメラ71も図示される。

【0163】

図6は、前記ゴーグルの断面図を示す。アイトラッカー45, 46は、画像の妨害を解消するため両眼の下に配置される。眼科用レンズ38は、所定の訓練計画に従って所要の距離を以って当該画像を投影するため、両眼がマイクロディスプレイ34, 35に集中することを可能としている。

【0164】

上記の眼科用サブアセンブリは、右側映像カメラ71と、左側映像カメラ72と、右側近位アイディスプレイ34と、左側近位アイディスプレイ35と、右側近位トラッカー45と、左側近位トラッカー46と、接眼レンズ38と、を含む。また、患者の右眼12及び左眼13も図示される。

【0165】

上記のプロセッサは、前記所望の2つの両眼用画像(静止画、ビデオ、ゲームなどの何れか)をマイクロディスプレイに送る。図7における両眼用装置のためのブロック図、並びに単眼用装置、図8を参照。

【0166】

上記の制御ボックス/プロセッサは、これらの図には示されていない。また、プロセッサは、アイトラッカーからの注視方向、並びにゴーグル上のキーボード又は制御ボタンなどのような入力デバイスから所望の制御全てを受信する。必要に応じて、映像カメラは、マイクロディスプレイ上に表示されるプロセッサによって処理された分の患者前方の映像を取得する。

【0167】

図7は、接眼レンズ38と、近位アイディスプレイ34, 35と、両眼近位トラッカー45, 46と、映像カメラ71, 72と、を含む、可搬式両眼用装置のブロック図を示す。

【0168】

また、患者の弱視の眼14及び弱視でない眼15、対象又は映像19、並びにカメラから対象への仮想視界711, 721も図示される。

【0169】

図8は、接眼ディスプレイ38と、近位アイディスプレイ35と、単眼近位トラッカー45と、片眼近位トラッカー46と、映像カメラ72と、を含む、可搬式単眼用装置のブロック図を示す。

【0170】

また、患者の弱視の眼14、弱視でない眼15、対象又は映像19、並びにカメラから対象への仮想視界721も図示される。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 7 1 】

(動作原理)

(弱視治療のための動作原理)

弱視治療のための主な要件は、弱視の眼／脳のための装置により恒久的及び不治の視覚低下の原因となる劣化を阻止することである。これは（本発明の主題ではないが）、弱視野の原因を提示することによって、治療と並行して実現されねばならない。

## 【 0 1 7 2 】

本処理では、脳が弱視の眼を使用するように仕向けている。本装置においては脳が弱視の眼を使用するように仕向けているが、斜視処理の訓練と、両眼の視覚及び奥行知覚の維持のために弱視でない眼に対しても適度な刺激を付与している。

10

## 【 0 1 7 3 】

上述されるように既存の治療オプションの問題点を克服するため、本装置は以下のように機能する。

- ・ 専門医（眼科医又は検眼医）により所要の刺激種類を判定している。種類としては静止画、ビデオ、ゲーム、通常の映像等の何れかであり、以下はその数例である。
- ・ 一定の時間の割合で弱視の眼を刺激すること。他眼は、如何なる刺激も受けない。
- ・ 綺麗で鮮明な画像で弱視の眼を刺激する一方、他眼に鮮明度、輝度、精細度等の退化による曇り画像を付与すること。
- ・ 異なった画像の一部分を各々の眼に別々に付与すること。
- ・ 斜位弱視の場合、斜視を補うために位置の異なった左右の画像を付与すること。
- ・ 仮想の近位又は遠位画像を作成するため、必要に応じてこのような適応／収束特性において両眼に対し画像が別々に付与されてもよい。この動作原理は、当方の国際特許出願第 P C T / I L 2 0 1 6 / 0 5 0 2 3 2 号に記載されるとおりである。
- ・ アイトラッカーは、各々の眼が注視する方向において、中心窩領域に刺激中心が何ら残っていないことを保証している。
- ・ 本方法では、小児が P C ゲームで遊びながらでも、或いはビデオなどを見たりしながらでも治療を行える。

20

## 【 0 1 7 4 】

(収束不足の診断及び治療、並びに潜在性斜視の治療のための動作原理)

収束不足の診断のための主な要件は、重要な収束画像を付与し、両眼の収束を要さない相対的に離れた画像で開始し、アイトラッカーがプロセッサに両眼の収束が停止したことを報告するまで前記 2 つの画像内を徐々に移動させることである。

30

## 【 0 1 7 5 】

収束不足の診断のための主な要件は、重要な収束画像を付与し、両眼の収束を要さない相対的に離れた画像で始まり、前記 2 つの画像内を徐々に移動させて両眼が収束するように訓練することである。

## 【 0 1 7 6 】

上述されるような既存の治療オプションの問題点を克服するため、本装置は以下のように機能する。

- ・ 専門医（眼科医又は検眼医）が所要の刺激種類を決定している。種類としては静止画、ビデオ、ゲーム、通常の映像等の何れかであり、以下はその数例である。
- ・ 仮想の近位又は遠位画像を作成するため、必要に応じてこのような適応／収束特性において両眼に対し画像が別々に付与される。この動作原理は、ここで援用される当方の国際特許出願第 P C T / I L 2 0 1 6 / 0 5 0 2 3 2 号に記載されるとおりである。
- ・ アイトラッカーは、各々の眼が見ている方向において、中心窩領域に刺激中心が何ら残っていないことを保証している。同様の治療は、潜在性斜視を患う患者に対しても実施可能である。

40

## 【 0 1 7 7 】

(主要処理／方法)

(弱視の治療)

50

各実施態様において実施される処理は同様である。以降の記載は統一され、相違点が言及されている。

【0178】

図9は、基本的な治療処理を示す流れ図であり以下を含む。

【0179】

(ステップ1)

プロセッサにより訓練計画から所望の画像を取得する。この画像の発生源は、静止画、ビデオ、ゲーム、通常の映像などの何れでもよい(801)。

【0180】

(ステップ2)

プロセッサにより画像上の所望の画像処理を実行する。以下はその数例である(但し、さらに多くの方法もある)(802)。

【0181】

\*弱視の眼のために高コントラスト、並びに他眼のために低コントラストとする(図10A、10B参照)。このコントラストの差は、時間(作業周期)、画質、色などにより変わる。これにより脳が弱視の眼からより多くの情報を得ようとする。

【0182】

図10Aは、弱視の眼に提示される高コントラストの画像を示し、図10Bは、他眼(視力の良い、強い方の眼)に提示される低コントラストの画像を示す。

【0183】

他眼に対し「画像なし」とする(図11A及び図11B参照)。画像の不在は時間(各種作業時間)によって変わる。この方法は、実際、現在使用される既存のアイパッチング方法に匹敵する。

【0184】

図11Aは、弱視の眼に提示される高コントラスト画像を示し、図11Bは、他眼(視力の良い、強い方の眼)に提示される「画像なし」を示す。

【0185】

\*不同視弱視の治療の場合に備え、各々の目にサイズの異なった画像を付与して前記2つの画像が同一サイズとして患者によって知覚されるような態様としているため、これらの画像を脳によって組み合わせることを可能としている(図12A~図12D参照)。

【0186】

\*各々の眼に異なった補足的な画像浸みを適用する(図13A及び図13B参照)。これらの浸みは異なった形状でもよいし、また、これら形状は経時変化してもよい。これにより、脳に当該映像の詳細全体を知覚するために2つの眼を使用するように仕向けている。

【0187】

図13A及び図13Bは、各々の眼に提示される、補足的な画像の、異なった浸みを使用した治療方法を示す。

【0188】

\*弱視の眼に移動中の対象のみを(又は同対象を主に)適用する(空飛ぶ鳥305を含む図14A参照)。この移動中の対象305は、時間(作業時間)、速度、画質、色等によって変わる。これにより、脳が弱視の眼を優先的に動かすように試行している。

【0189】

図14Aは、弱視の眼に提示される移動中の対象305を使用した治療方法を示し、図14Bは、弱視でない眼に提示される、移動中の対象を含まない画像を示す。

【0190】

\*弱視の眼には認知刺激のみ(又は同刺激を主に)を適用していること。このような刺激は、例えば、弱視の眼に専用のコンピュータゲームの対象でもありうる。

【0191】

上記数例の如何なる組み合わせも訓練において使用可能である。全ての例の各種パラメ

10

20

30

40

50

ータは、患者に対し変更及び調整可能となりうる。上記全てにおいて、上記訓練は、良い方の眼の抑圧が弱視（反対弱視）の原因とならないように注意を払いつつ慎重に設計されるべきである。

【0192】

(ステップ3)

プロセッサによりアイトラッカーから各々の眼の注視方向を受信する(803)。

【0193】

(ステップ4)

プロセッサにより画面上の位置を計算する(804)。患者の2つの眼が平行であれば、両眼のための2つの画像は、モニター上の同一位置に正確に表示される筈である。各々の眼は、各々の画像の同一及び関連部分を中心窩上で正確に知覚する。脳は、これら2つの画像を1つの3D画像に組み合わせる。図15A及び図15B参照。簡便性のため、図面上の画像は、アルゴリズムを強調すべく単一の十字として図示される。この画像は、図15に示されるように遠位視界を刺激するために平行であっても、或いは図16A及び図16Bに示されるように近位視界を刺激するために内側に移動させてもよい。

10

【0194】

ここで、患者の2つの眼が平行でなく、例えば患者が斜視に罹患していると仮定する。

図17A及び図17Bに示されるように、画像を平行に表示する場合、既存の解決策で成されたように、弱視でない眼は中心窩上に正確に画像の関心位置を見る一方、弱視の眼は中心窩の右側に画像の対象位置を見ることになる。知覚された画像全体は、二重視（二重視界）となるか、或いは斜視の画像が患者の脳によって無視されることになる。

20

【0195】

本デバイスにより、各々の眼の関連注視方向を判定する。再び、患者の2つの眼が平行でなく、例えば患者が斜視に罹患していると仮定する。斜視のための画像を移動し、その関心領域が中心窩上に正確に投影されるような態様とする。その場合、斜位でない眼も中心窩上で正確に画像の関心位置を見ることになる。知覚された画像全体は脳によって組み合わせられ、単一の正常な3D画像を生成する。図18A及び図18B参照。

【0196】

ここではアイトラッカーを使用するため、本装置は、如何なる種類の眼の偏倚も、即ち付随性（非麻痺性）斜位又は非付随性（麻痺性）斜位を問わず補償しうる。

30

【0197】

斜視の場合、上記で説明されるように、近視訓練のために同様の態様で同様の処理が適用される。

【0198】

(ステップ5)

プロセッサによりディスプレイ上の適切な位置で前記2つの画像を表示する。この処理は訓練段階全体に渡って継続する(805)。

【0199】

図12Aは、弱視14、弱視でない目15、3Dグラス2、並びに遠位対象注視方向723による、検査又は治療の操作方法を示す。

40

【0200】

図12Bは、外部からの介入/矯正なしに各々の眼の瞳孔に関し提示されるサイズの異なった画像301、302を示す。この効果は、患者の視覚障害（両眼の倍率の差、或いはズーム）によるものである。このようにサイズの異なった画像により脳内での画像の組み合わせを阻止してもよい。本発明の目的の1つは、必要に応じて画像を拡大又は縮小することにより1つの眼に提示される画像を矯正し、両眼に同一サイズの画像311、312を取得することである。同一サイズの画像は、脳内で1つの画像321（元の画像301、302が3D対象に関連する場合には3次元画像）に組み合わせられる。

【0201】

図12C及び図12Dは、外部からの介入/矯正なしに各々の眼の瞳孔に関し提示され

50

るサイズの異なった画像を示す。

【0202】

図14Aは、弱視の眼に提示される移動中の対象305を使用した治療方法を示し、図14Bは、弱視でない眼に提示される、移動中の対象を含まない画像を示す。

【0203】

図15A及び図15Bは、斜位でない両眼の遠視を示す。図15Bは、外部からの介入/矯正なしで各々の眼に提示される画像301、302を示す。この画像は、正確に同一サイズであり瞳孔上の同一位置に現れるので、矯正は不要である。

【0204】

図16A及び図16Bは、斜位でない眼の近視を示す。図16Bは、外部からの介入/矯正なしで各々の眼に提示される画像301、302を示す。この画像は両眼に対しては同じ位置には提示されないため、脳内でそれらを組み合わせる際に問題がある。本発明の目的の1つは、瞳孔上に提示される画像の位置を変更することにより片眼又は両眼に提示される画像を矯正することであるため、両眼における矯正画像311、312を以って同一位置に同一又は同様の画像が現れる。同一サイズの画像は、脳内で1つの画像321(元の画像301、302が3D対象に関連する場合3次元画像)に正確に組み合わせられる。

10

【0205】

図17A及び図17Bは、斜視、遠視、矯正されていない画像位置を示す。図17Bは、外部からの介入/矯正なしで各々の眼に提示される画像301、302を示す。この画像は両眼に関し同一位置に提示されるが、両眼が異なった方向に向いているので知覚された画像311、312は共に配置されず、このため画像321に示されるように脳内でそれらを組み合わせる際に問題がある。

20

【0206】

図18A及び図18Bは、斜視、遠視、矯正された画像位置を示す。本発明の目的の1つは、瞳孔301及び302上に提示される画像の位置を変更することにより片眼又は両眼に提示される画像を矯正することなので、両眼における矯正画像311、312を以って同一位置に同一又は同様の画像が現れる。同一サイズの画像は、脳内で1つの画像321(元の画像301、302が3D対象に関連する場合3次元画像)に正確に組み合わせられる。

30

【0207】

(収束不足の診断)

各実施態様において実施される処理は同様である。以下の説明は統一され、相違が存在する場合それについて言及される。

【0208】

図19は、基本的な診断処理を示す流れ図であり、以下を含む。

【0209】

(ステップ1)

プロセッサにより訓練計画から所望の画像を取得し、それらをディスプレイ上に初期の非収束位置に表示する。この画像の発生源は、静止画、ビデオ、ゲーム、通常の映像などの何れかであってよい。図20参照。2つの眼は、画像が離れている場合同様平行である(811)。

40

【0210】

(ステップ2)

アイトラッカーにより両眼を追跡し、これら両眼が画像を追跡したかプロセッサに報告する(812)。

【0211】

(ステップ3)

両眼が画像を追跡した場合、処理はステップ4に進む。両眼が画像を追跡しなかった場合、処理はステップ5に進む(813)。

50

## 【0212】

## (ステップ4)

画像は、例えば1度追加するごとに「ムーブイン」する(814)。図21A及び図21Bも参照。

## 【0213】

## (ステップ5)

両眼が画像を追跡しなかった場合、知覚画像は図22A、図22Bに見られるとおりとなる。プロセッサにより、最終角度に従って収束不足角度を計算する。但し、両眼が少なくとも収束不足に比べ特定の対象距離に必要な収束として収束した場合は例外となりうる(815)。

10

## 【0214】

## (ステップ6)

処理の終了。この処理は、より正確な結果を平均化してあるため数回反復されてもよい(816)。

## 【0215】

図20A及び図20Bは、初期の画像位置、遠視を示す。図20Bは、外部からの介入/矯正なしで各々の眼に関し提示される画像301、302を示す。この画像は、正確に同一サイズであり瞳孔上の同一位置に現れるので、矯正は不要である。

## 【0216】

図21A及び図21Bは、画像位置、「ムーブイン」後を示す。本発明の目的の1つは、瞳孔301及び302上に提示される画像の位置を変更することにより、片眼又は両眼に提示される画像を矯正することであるため、両眼における矯正画像311、312を以って同一位置に同一又は同様の画像が現れる。同一サイズの画像は、脳内で1つの画像321に正確に組み合わせられる。

20

## 【0217】

図22A及び図22Bは、画像位置、収束不足の両眼を示す。図22Bは、外部からの介入/矯正なしで各々の眼に提示される画像301、302を示す。この画像は、両眼に関し同一位置に提示されるが、両眼が異なった方向に向いているので知覚された画像311、312は共に配置されず、画像321に示されるように脳内でそれらを組み合わせる際に問題がある。

30

## 【0218】

(収束不足及び潜在性斜視の治療)

この治療は、「収束不足の診断」の項を参照して上記で詳述されるように実施されるが、以下の変更点を伴う。

## 【0219】

一旦、収束不足が判定されると、両眼が追跡中の画像を見失う直前に「画像内への移動」の追加が停止し、例えば1日15分の訓練計画に従って訓練が反復される。この診断処理は初期化される場合もあるが、進捗状況が検出されれば、例えば1度の追加の場合、画像「ムーブイン」パラメータに追加される。

## 【0220】

治療の有効性を改善するために最適な収束を上回るまで運動を継続し、小児に対し、より良い訓練を実現させてもよい。

40

## 【0221】

(モニタリング及び査定)

本装置は、通常の間隔及び通常の運動時に、以下のような各種パラメータを測定可能である。

- ・視力
- ・斜視角度及び潜在性斜視の程度
- ・斜位の程度
- ・色盲検査

50

- ・収束不足の診断
- ・眼球動作：痙攣速度、軌跡及び反応時間、前庭動眼反射の測定
- ・眼球運動反射の測定
- ・解釈速度
- ・瞳孔検査

上記結果に基づき、本装置は患者の進捗状況を査定し、以下を行う。

- ・治療計画における変更の推奨
- ・被訓練者へのフィードバック信号の付与
- ・当該訓練計画の自動変更

#### 【0222】

##### (視力検査)

自動検査は幾つかの態様で実施可能である。以下、一例について詳述する。この検査は、「ガバーパッチ」画像を使用して実施されてもよい。図24参照。この処理は、小児の視力を測定する眼科学においては周知の実施手法である、「テラー視力カード」と呼ばれる手法に基づく。ガバーパッチは、各種パラメータによって改変可能である。例えば、

- ・空間周波数、隣接ライン間の距離の変更、図25参照。
- ・オリエンテーション、図26参照。
- ・コントラスト、図27参照。
- ・位置及び動態、ガバーパッチは各画面位置に表示され、異なった速度で移動可能である。

#### 【0223】

本装置は、パッチの各種パラメータを変更する一方、眼を追跡し、この眼が当該パッチを追跡するか否かを判定することにより自動的に検査を行う。また、この検査はカードによる手動での実施が統計的に成され、代表的には前記パターンは、可視領域の左側又は右側で表示される。本装置は、可視領域の如何なる領域においても動的に位置を付与する。

#### 【0224】

ここでは単眼に実施される検査を提示する。この処理は、第2の眼にも同様に実施される。この検査は各々の眼に別々に実施される必要があるため、検査対象外の眼は閉塞される必要がある。この検査は、既存の視力検査において今日も実施されるような機械的な閉塞によって、或いは本明細書を通じて説明されるような3Dディスプレイ及び3Dグラスを使用することにより実施可能である。実施態様の可搬式ゴーグルの場合、本検査は検査対象の眼のみに画像を投影することにより実施される。

#### 【0225】

図23は、以下を含む視力検査の主要処理又は方法を示す。

#### 【0226】

##### (ステップ1)

ガバー画像(当初は低空間周波数及び高コントラストを有するもの)をディスプレイのある位置に移動させる(821)。

#### 【0227】

##### (ステップ2)

アイトラッカーにより両眼を追跡し、そのデータをプロセッサに付与する(822)。

#### 【0228】

##### (ステップ3)

プロセッサは、眼が対象を追跡したか判定する。眼がガバーパッチを追跡していた場合、処理はステップ4に移行する。一方、眼が同パッチを確認及び/又は追跡できていない場合、処理はステップ5に移行する(823)。

#### 【0229】

##### (ステップ4)

パッチパラメータは、信号周波数を増加させることで追跡がより困難になる(バーの精細化又は近位化が一体的に進む)が、コントラストを低減し、パッチ動作速度などを増加

10

20

30

40

50

させることで、新しい位置を付与し、ステップ 1 に戻る ( 8 2 4 )。

【 0 2 3 0 】

( ステップ 5 )

プロセッサにより、追跡された最後のパッチ、並びに当該パッチを関連視力に関連付ける標準的な既存の表に基づき、視力を計算する ( 8 2 5 )。この検査は、動物や漫画の主役、シンボルなど小児にとってより魅力的な対象を付与することにより、ガバーパッチを除く他の画像でも行える。この画像は、画面の異なった部分での固定式であっても、様々な速度で移動するものでもよく、その後アイトラッカーにより両眼が対象を追跡するか判定する。画像は異なった方位を以って示されてもよく、異なった方位の追跡能力をチェックすることにより、起こりうる乱視及び乱視軸についての情報が収集されてもよい。

10

【 0 2 3 1 】

( ステップ 6 )

終了 ( 8 2 6 )

【 0 2 3 2 】

( 斜視及び潜在性斜視の検査 )

斜視検査は、ここで援用される当方の国際特許出願第 P C T / I L 2 0 1 6 / 0 5 0 2 3 2 号に記載されるとおり実施される。

【 0 2 3 3 】

( 立体視奥行の検査 )

立体視は、2つの眼から派生する視覚情報に基づき得られる奥行知覚及び3次元構造の処理である。人の両眼は頭上部の異なった横方向の位置にあるため、両眼視界は、結果的に両眼の瞳孔に投影される2つの僅かに異なった画像を生成する。この差は、主に2つの画像において異なった対象の相対的な水平位置にある。これら位置の差は、水平格差とも呼ばれる。これら格差は、奥行知覚を出力するため脳の視覚中心窩において処理される。

20

【 0 2 3 4 】

両眼格差は、両眼で実在の3次元映像を見ている場合の差異において自然に存在するが、各々の眼に別々に2つの異なった画像を人工的に提示することによってもシミュレーション可能である。このような場合における奥行知覚は、「立体視奥行」とも呼ばれる。

【 0 2 3 5 】

人は、両眼視覚の水平格差効果によるだけでなく、関連対象サイズ、関連動作などの単眼用の読影系口によっても3D印象を知覚する。当方の自動検査は幾つかの方法で実施される。以下、一例について詳述する。

30

【 0 2 3 6 】

( 先行技術の方法 )

ここに示される検査は単眼用の読影系口を有さないため、両眼格差、並びに視覚中心窩において実施される立体視処理から生ずる信頼性の高い立体視力査定を行う。この検査は、ランダムドット立体視画像 ( R D S ) に基づく。図 2 9 参照。この技法は、通常、人の立体奥行のレベルを査定するのに使用される。また、直交方向に分極された2つの画像を有するため、2つの直交方向に分極されたフィルターを有するアイグラスを着用した人は、適切な眼で各画像を見られる。

40

【 0 2 3 7 】

これら2画像の一部は、両眼によって別々に確認される場合、表示レベルの手前又は背後に対象が現れた状態で奥行知覚を生成するような態様で所望の空間相違を生み出すように水平方向に移動する。正常な奥行知覚を有する人によって知覚された視覚の一例 ( 図 3 0 ) を参照。この移動領域により奥行感覚を付与するのに必要な両眼格差を生成する。移動の違いは奥行の違いに対応する。

【 0 2 3 8 】

奥行知覚のない人、或いは単眼のみで見ている健常者は、図 3 1 に示されるようなランダムドットしか見えない。

【 0 2 3 9 】

50

この形状は、カラー又は白黒などにおける文字、形状物、動物など如何なる種類のものであってもよい。

【0240】

画像内での関連部分の格差は、現在の手順で使用される標準値、例えば4,800~12.5秒の弧の速度に従って変わる可能性がある。被検者によって3D画像として見られるように認識された格差が低いほど、その被検者の立体視力は良くなる。

【0241】

(本発明の装置)

本発明の装置は、アイトラッカーで両眼が対象を追跡するか否か判定しながらRDSsを作成して所定の経路及び所定の速度で横方向に対象画像を移動させることで検査を自動的に行う。

【0242】

患者が対象を適切に追跡するに伴い、対象画像の水平方向の格差は、アイトラッカーによってこれ以上追跡対象がないと判定されるまで、最高格差からより低い格差まで徐々に変化する。患者が奥行知覚を有さなければ対象を追跡できない。

【0243】

各々の眼に対し別々に2つの画像を表示する本発明の方法は、本明細書全体で説明されたとおりに実施される。

【0244】

図28は、立体視力検査の主要処理を示す。この方法は以下を含む。

【0245】

(ステップ1)

(初期化段階において)高い格差を有するRDS対象を表示し、それを画面上に移動させる(831)。

【0246】

(ステップ2)

アイトラッカーで両眼を追跡し、そのデータをプロセッサに付与する(832)

【0247】

(ステップ3)

プロセッサにより、眼がその経路に沿って対象を確認/追跡したかを判定する。眼が3D対象を追跡していた場合、処理はステップ4に移行する。一方、眼が対象を確認及び/又は追跡できていない場合、処理はステップ5に移行する(833)。

【0248】

(ステップ4)

対象格差パラメータが減少し、ステップ1に戻る(834)。

【0249】

(ステップ5)

プロセッサにより、追跡された最後の対象格差、並びにその最後の格差を関連立体視力に関連付ける標準的な既存の表に基づき、立体視力を計算する(835)。

【0250】

(ステップ6)

終了(836)。

【0251】

この検査は、動物、漫画の主演、シンボルなど小児にとってより魅力的な対象を付与することにより寸法形状以外の他の画像を以って実施可能である。

【0252】

図29は、代表的なランダムドット立体図を示す。

【0253】

図30は、健常者によって知覚される3D画像303を示す。

【0254】

10

20

30

40

50

図 3 1 は、奥行知覚を有さない人によって知覚された画像（ランダムドット）を示す。

【 0 2 5 5 】

（色盲検査）

色盲は、男性の約 8 %、女性の 0 . 5 % に影響している。

【 0 2 5 6 】

（先行技術の方法）

最も有名な検査の一例は、石原プレートである。この検査は、38 の異なった疑似整色性のプレートから成り、その各々が色彩豊かなドットの陰に番号又は形状を隠している。これにより何が見えて何が見えなかったかに基づいて、一定の形態の色盲に罹患しているかチェックすることが可能である。どの番号又は形状が見えたかを報告するには対象者の協力が必要である。

10

【 0 2 5 7 】

以下の写真において、石原プレートの一例を示す。特許図面が実用的である理由として、グレイスケールのみを図面を示す。しかし、カラープレートが非常に一般的であり、どの当業者もあってもカラープレートに実在感があることは周知である。

【 0 2 5 8 】

図 3 2 は、例えば、代表的な赤 / 緑のイシハラ色盲対象を示す。各種ドットは、各種輝度、コントラスト、並びに異なったサイズにおいて赤と緑に色分けされている。カラー知覚の奥行は、各種輝度、コントラスト、各サイズを変更することにより検査可能である。

20

【 0 2 5 9 】

健常者であれば図 3 2 に示されるようにカラーリング 3 0 4 が見える。赤 / 緑の色盲の人には、図 3 3 に示されるような各輝度及び異なったサイズのランダムドットの集まり以外の円形が見えない故、当該円形を追跡できない。

【 0 2 6 0 】

（本発明の装置）

本発明の新しい装置及び方法は、上記検査、カラー知覚奥行を自動的に行う。これにより両眼を魅了する対象形状（例えば、小児の場合、熊の形状）を作成し、所定の経路及び速度を以ってディスプレイ上の対象画像を移動させる一方（図 3 4 の例を参照）、アイトラッカーにより両眼が対象を追跡するか判定する。

【 0 2 6 1 】

図 3 4 は、形状を移動させる検査方法を示す。カラーリング 3 0 4 は、このリングが矢印 3 0 5 で示される方向に移動するに伴って 3 つの連続位置に示されている。

30

【 0 2 6 2 】

患者が対象を適切に追跡するに伴い、アイトラッカーがこれ以上追跡する対象がないと判定するまで、各ドットの輝度、コントラスト、並びにサイズは、より高い輝度、コントラスト、並びにサイズからより低い輝度、コントラスト、並びにサイズまで徐々に変化できる。

【 0 2 6 3 】

人の眼が追跡を停止するポイントは、その人のカラー奥行知覚を示すものである。

【 0 2 6 4 】

図 3 5 は、色盲検査の主要処理を示す。この方法は以下を含む。

40

【 0 2 6 5 】

（ステップ 1）

（初期段階において）高輝度、高コントラスト、一定サイズを有する色盲対象を表示し、それを画面上に移動させる（841）。

【 0 2 6 6 】

（ステップ 2）

アイトラッカーにより両眼を追跡し、そのデータをプロセッサに付与する（842）

【 0 2 6 7 】

（ステップ 3）

50

プロセッサにより眼がその経路で対象を確認追跡したかを判定する。眼が色盲対象を追跡していた場合、処理はステップ4に移行する。一方、眼が対象を確認及び/又は追跡できていない場合、処理はステップ5に移行する(843)。

【0268】

(ステップ4)

色盲パラメータが減少し、ステップ1に戻る(844)。

【0269】

(ステップ5)

プロセッサにより、追跡された最後の対象からコントラストに基づき色盲スコアを計算する(845)。

10

【0270】

(ステップ6)

終了(846)。

【0271】

この検査は、動物、漫画の主演、シンボルなど小児にとってより魅力的な対象を付与することにより寸法形状以外の他の画像を以って実施可能である。

【0272】

#### 両眼動態検査

この検査において、本装置は以下のパラメータを測定する。

- ・痙攣開始遅延
- ・痙攣速度及び軌跡
- ・円滑な追跡の質
- ・前庭動眼反射
- ・眼球運動反射

20

【0273】

#### 痙攣遅延、速度、並びに軌跡測定

以下の映像図において、単眼用のディスプレイを示す。対象はディスプレイ上に提示され、その位置を急激に変化させる。また、ディスプレイの左下側から右上位置にジャンプする。図36A及び図36B参照。

【0274】

図36A及び図36Bは、痙攣検査のための対象刺激の方法を示す。

30

【0275】

検査画像は、当初は図36Aに示されるように1つの位置に示されているが、それ以降は図36Bに示されるように他の位置に示されている。

【0276】

この種の刺激のための眼の代表的な動きは、図37に示されている。

【0277】

図37は、代表的な痙攣動作のグラフを示す。このグラフは、眼の角度位置対時間を表示する。検査時、眼は水平方向、垂直方向又は斜め方向に移動するように刺激されてもよい。

40

【0278】

当初、検査画像306は、図16Aに示されるように第1の位置に表示される。

【0279】

時間321で刺激が適用された後(検査画像306が図36Bに示されるように、その第2の位置に移動し)、時間322に眼球動作が始まるまで時間の遅延がある。眼球運動は時間323に終了し、その時、図36Bに示されるように、眼は、その第2の位置で検査画像306にポイントする。

【0280】

本実施態様のアイトラッカーにより眼を追跡し、速度、平均及びピークが従前の測定値に比べて正常であるか又は改善されたか、或いは劣化したか又は不変であったかを判定す

50

る。図 3 8 A 及び図 3 8 B 参照。

【 0 2 8 1 】

図 3 8 A 及び図 3 8 B は、正常な痙攣速度と、遅い痙攣速度との間の比較方法を示す。図 3 8 A は正常な眼の痙攣を示す一方、2つのグラフにより角度及び角速度対時間をそれぞれ示している。

【 0 2 8 2 】

図 3 8 B は、遅い眼の痙攣を示す一方、再び2つのグラフにより角度及び角速度対時間をそれぞれ示している。この場合、角速度は正常な眼のそれよりも遅い。

【 0 2 8 3 】

本実施態様のアイトラッカーにより眼を追跡し、痙攣開始の開始遅延（潜伏）が以前の測定値に比べて正常であるか、改善されたか、劣化したか、或いは不変であったかを判定する。図 3 9 A、図 3 9 B、並びに図 3 9 C 参照。

10

【 0 2 8 4 】

図 3 9 A、図 3 9 B、並びに図 3 9 C は、潜伏測定結果を示す。図 3 9 A、図 3 9 B、並びに図 3 9 C のグラフは、正常な潜伏の場合の眼の角度位置対時間、長期化した潜伏（遅い眼球動作）、低減された（より速い眼球動作）潜伏をそれぞれ例示している。

【 0 2 8 5 】

図 4 0 において正常軌跡及び異常軌跡を確認できる。本実施態様のアイトラッカーにより眼の軌跡を追跡し、眼の軌跡が以前の測定値に比べ正常であるか、異常であるか、改善されたか、劣化したか、或いは不変であったかを判定する。

20

【 0 2 8 6 】

更にまた、異常な眼の軌跡の形状で、患者の状態、例えば筋肉又は神経が悪化したかもしれないことなどを付与するオプションが選択可能となる。

【 0 2 8 7 】

図 4 0 は、眼の軌跡測定の結果を示す一方、正常な眼の角度の軌跡 3 0 5 及び異常な軌跡 3 0 6 を例示している。

【 0 2 8 8 】

円滑な追跡の質の測定

以下の写真において、単眼用のディスプレイを示す。以下の写真において、矢印は刺激の一部ではない。

30

【 0 2 8 9 】

ディスプレイ上には対象は提示されず、ディスプレイの左下側から右上位置まで行って速度で移動する。図 4 1 参照。

【 0 2 9 0 】

図 4 1 は、円滑な追跡検査のための対象刺激動作を示す。この対象は経路 3 0 7 に沿ってディスプレイ上を移動する。

【 0 2 9 1 】

この種の刺激に対する代表的な眼の動きは図 4 2 に示されている。

【 0 2 9 2 】

図 4 2 は円滑な追跡、眼球軌跡測定を示す。

40

【 0 2 9 3 】

このグラフは眼の角度の変化対時間を示し、対象動作オンセット 3 0 8、対象追跡 3 0 9 を含み、その後、対象動作が終了（3 1 0）するまで追跡を行う。

【 0 2 9 4 】

痙攣軌跡については上述されるように、本実施態様のアイトラッカーが眼の軌跡を追跡し、その軌跡が以前の測定値に比べ正常であるか、異常であるか、改善されたか、劣化したか、或いは不変であったかを判定する。円滑な追跡眼球軌跡が異常な場合の例は、図 4 3 に示される。

【 0 2 9 5 】

更にまた、この異常な眼球軌跡の形状は、6つの外眼運動のうちどの筋肉に異常がある

50

かを指摘する。

【0296】

(前庭動眼反射の測定)

実施例のディスプレイ上には患者のために固定された対象が提示される。患者の頭部は、図44Aに示されるように、患者自身又は他人によって急激又は円滑に横に回転される。この動きは、水平方向、垂直方向、或いはそれらの何らかの組み合わせであってもよい。この種の刺激において、通常の患者の両眼は、図44Aの右側に示されるように対象に固定されたままの筈である。

【0297】

本実施態様のアイトラッカーにより単眼の軌跡を追跡し、その軌跡が以前の測定値に比べ正常であるか、異常であるか、改善されたか、劣化したか、或いは不変であったかを判定する。異常な眼の軌跡の一例については図44Bに示される。

【0298】

頭部の正弦回転の場合、頭部に対する正常な眼の回転は、図45に示されるとおりである。

【0299】

図45は、頭部の正弦動作のための前庭動眼反射測定を示す一方、頭部角度動作311及び眼球角度動作312対時間を示す。

【0300】

上述の事例において、頭部位置トラッカーは本装置に正確性を加える。この頭部トラッカーはビデオゲームや仮想現実において使用される市販のデバイスタイプともなりうる。更にまた、前記異常眼球軌跡の形状は、眼科用装置又は前庭用装置を問わず、専門医による事例に応じた理由での診断の助けになる。

【0301】

もう1つの実施態様では、遠位アイトラッカー及び近位アイトラッカーの療法を使用し、それらからの頭部の動きを計算している。前記遠位アイトラッカーは、固定式のプラットフォームに対し両眼の視線方向を測定する。これら測定値の差により患者頭部の方向を付与している。

【0302】

(視動性反射の測定)

視動性反射とは、痙攣及び円滑な追跡眼球動作の組み合わせである。ここでは一個人が移動中の対象を両眼で追跡する場合、どの対象が視界領域から移動し、どの時点で最初に対象を見たときの過去の位置に戻るかなどが確認される。これは、言語習得前及び若年の小児における視力検査に使用される。

【0303】

この測定のための標準装置は、図46に示されるように垂直線を有する回転可能なドラムから成る。

【0304】

図46は、視動性反射測定ドラム312を示す。このドラム312は、矢印313で示されるような縦軸を中心に回転させてもよい。

【0305】

このドラムを回転させると、患者は、このストライプを、円滑な追跡動作を以って左から右へ追跡する。両眼が右側の注視限界に達すると、この両眼は痙攣動作などを以ってそれらの初期位置に戻る。

【0306】

既存のドラムは、空間周波数及びストライプのコントラストの変更、或いは所望の速度維持が困難な機械デバイスである。本発明の各実施態様では、ドラム上ではなくディスプレイ上に対象を提示している。これらストライプは、例えば左から右へ連続的に移動する。図47参照。

【0307】

10

20

30

40

50

図47は、視動性反射測定用のディスプレイ画面を示す。画面上に提示されるストライプは、矢印314で示されるように水平方向に連続的に移動する。

【0308】

本実施態様のアイトラッカーは、単眼の軌跡を追跡し、その軌跡が、以前の測定値に比べ正常であるか、異常であるか、改善されたか、劣化したか、或いは不変であったかを判定する。正常な軌跡の一例は、図48に示される。

【0309】

図48は、正常な視動性眼球動作を示す一方、眼の角度操作対時間を示している。このグラフは、図46のドラム又は図47の画面を以って眼の励起に対応した円滑な追跡315及び痙攣316の交替式区域を示す。

10

【0310】

追跡315は、単眼が水平移動中のストライプを追跡する間に発生し、痙攣317は、単眼追跡対象のもう1つのストライプにジャンプする場合に発生する。

【0311】

痙攣が遅すぎる場合の異常な眼球軌跡は、図49に示される。

【0312】

図49は、異常な視動性眼球動作を示す一方、眼球角度動作対時間も示している。このグラフは、図46のドラム又は図47の画面を以って両眼の励起に対応した円滑な追跡315及び痙攣316の交替区域を示す。

20

【0313】

この違いは、この場合、痙攣316が遅く、この課題を実施する上で単眼に障害があることを示している。

【0314】

視動性反射の使用のためのもう1つの方法は、視力及びコントラストハンドの分析である。

【0315】

これは、患者がストライプの追跡を停止したことを専門医が確認するまで、図50に見られるようにストライプの速度又は空間周波数を徐々に増加させたり、或いは図51に見られるようにストライプのコントラストを低減したりすることにより成される。一方、プロセッサは、患者がストライプの追跡を停止したことを自動的に検出可能である。

30

【0316】

好適な各実施態様において、アイトラッカーにより両眼の軌跡を追跡する。

【0317】

このストライプは、空間周波数を増加させることで追跡がより困難になり（同ストライプは、速度を増加させることで精細化又は近位化が一体的に進む）、また両眼が追跡を継続できなくなるまでコントラストなどを低減することによりも同様となる。前記アイトラッカーは、両眼が追跡を停止するときを判定する。

【0318】

上記のプロセッサは、ストライプの周波数、密度、コントラストを関連視力に関連付ける標準的な表に基づいて視力を計算する。この情報は言語習得前の小児における視力の測定に特に関係している。

40

【0319】

図50は、より高い空間周波数ストライプを有する画面を示す。このストライプは、矢印314で示されるように連続的に起動する。

【0320】

図47に示されるストライプとの違いは、ストライプの空間周波数がより高いことであって、これにより検査対象の単眼に対する試行がより困難になることになる。

【0321】

(読影速度)

アイトラッカーによって測定されるように（代表的には6歳くらいの年齢から可能とな

50

る) 読影速度を追跡することにより、固定安定性及び痙攣精度などの読影速度についての重要なパラメータは、小児の認知発達への重要なパラメータである) 解釈速度自体に加えて収集されうる。この読影速度は、表記された正解の単語と患者の読影を比較する(当業者において周知の) 内蔵型マイクロホン及び音声認識ソフトウェアを以って判定される。

【0322】

(瞳孔検査)

瞳孔検査では、虹彩、神経系統、或いは他の疾病など様々な障害を指摘できる。アイトラッカーは瞬間的な瞳孔サイズ及び位置を付与する一方、本装置は以下の表に従って検査を実施する。正常な結果が得られなければ、本装置は、オペレータにその不一致について報告する。

10

【0323】

【表1】

検査	刺激	正常な結果
休憩時の瞳孔形状及びサイズ	ディスプレイ上での通暁の光度	瞳孔が丸く、同一サイズ、対称性があり、虹彩内で中心化されるべき
直接的な反応	単眼に対し高い光度	照らされた瞳孔の収縮
合意上の反応	単眼に対し高い光度	反対側の瞳孔の収縮
適応反応	近位視界対象	両眼瞳孔の収縮

20

【0324】

(スクリーニング)

本装置は、患者、特に視界不全の若年小児及び乳幼児のスクリーニングに使用される。

【0325】

提案された実施態様の全ての種類が、この課題の実施に使用可能である。

【0326】

以下が、幾つかの課題の例である。

- ・視力
- ・斜位角度及び潜在性斜視の程度
- ・立体視の程度
- ・色盲検査
- ・収束不足の診断
- ・眼球動作： 痙攣速度、軌跡、並びに反応時間、前庭動眼反射測定
- ・視動性反射測定
- ・読影速度
- ・瞳孔検査

30

【0327】

本装置は、モニタリング及び査定のための課題と同一のものを実施し(上記記載を参照)、それを専門医によるより多くの精密検査を要する障害の可能性の報告のための標準モデルと比較する。

40

【0328】

本装置は、専門家ではないオペレータによって目的をスクリーニングするような場合において使用されうるため、装置及びアプリケーションは、精度を犠牲にして検査の速度及び快適性を最大化するような態様で改変されてもよい。

【0329】

図51は、より低いコントラストのストライプを有する画面を示す。このストライプは、矢印314で示されるような水平方向で連続的に移動する。

【0330】

図47に示されるストライプとの違いは、上記のストライプのコントラストがより低いことであって、これにより検査対象の単眼に対する試行の難易度が増している。

50

## 【0331】

図47、図50、並びに図51に示される移動中のストライプは、本発明による検査又は治療方法における電子画面上に生成されてもよい。これらストライプの変形例、例えば垂直方向に移動する水平なストライプ、当該ストライプの方向の法線となる方向に移動中の斜めストライプ、色付きのストライプなども生成されてもよい。

## 【0332】

(視界悪化のスクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための適合方法)

注記事項： 本方法は、本発明において開示される装置の各実施態様の何れかに適用可能である。

## 【0333】

本方法は、以下を含む。

a. 開始点を画定することであって、ある患者の両眼の差が、眼の2つの同一又は同様の画像を前記患者の両眼から脳へ転写可能とするために、完全に又は実用上できるだけ近位で矯正されること。この所要の矯正は、患者の両眼の特徴の測定結果に基づく。

b. 終点を画定することであって、前記患者の両眼のいずれかに適用された矯正が皆無であること。この治療の理想的で最終的な目標は、患者の両眼における欠陥を矯正し、同患者の両眼が外部からの支援装置なしに機能できるようにすることである。この目標は、患者の機能によって到達されてもされなくてもよいが、何れにしても、本発明は、患者の視界を改善したり、或いは例えば少なくとも術後に起こりうる劣化を阻止又は最小化したりする上で助けとなる。

c. 前記開始点に従って画像への矯正を最初に適用するための、スクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定計画を画定し、その後、前記終点に向かって所定の制御率を以って前記矯正を徐々に低減させること。

d. 前記計画を、患者の両眼に提示する画像に適用する一方、患者の機能をモニタリングすること。

## 【0334】

本方法への更なるオプションの改善点は、以下を含んでもよい。

e. 患者の機能をモニタリングした結果に応じた矯正の変化率を調整すること。即ち、モニタリングにより患者の進捗状況が当初の見積もりより遅いことを示す場合、前記変化率は低減してもよいため、より緩やかではあるか達成可能な目標の達成を狙いとしている。

f. 前記矯正は、画像の垂直及び/又は水平方向への移動、画像の倍率の変更(ズームイン及びズームアウト)、及び/又は画像の回転を含んでもよい。

g. スクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定のための計画を、前記矯正への前記計画の適用に対する患者の応答をモニタリングした結果に応じて変更すること。

このステップは、モニタリングにより当該患者が当初計画された戦略に対応していないことが示される場合に適用されてもよい。また、異なった戦略も試行されてもよい。何れにしても患者が如何に治療に対応できるかを事前に知ることは不可能である。

h. モニタリング時に最小値及び最大値を有する所望の改善率の範囲を画定し、実際の患者の機能と、前記所望の改善率とを比較し、前記実際の機能が所望の改善率の範囲を超えた場合、報告又は警告を発すること。このステップは、当該患者への治療の適用時に従前の試行が失敗した場合に適用されてもよい。この場合、恐らく専門医は当該患者により良い計画を考案できるが、恐らく追加的な検査や介入なども必要となる。

## 【0335】

(収束不足の診断のための方法2：主要処理)

図52は、収束不足の診断のための方法2を示す。この方法は、以下を含む。

1. 患者の両眼の測定。専門医によって行われるこの測定は、できるだけ多くの眼の病気を含んでいる。各々の眼は別々に測定され、両眼の機能も一緒に測定される(851)。

2. 収束不足の診断計画の考案(852)。

この計画は、以下を含む。

10

20

30

40

50

a . 開始点を画定することであって、ある患者の両眼の差が、眼の2つの同一又は同様の画像を前記患者の両眼から脳へ転写可能とするために、完全に又は実用上できるだけ近位で矯正されること。

b . 終点を画定することであって、前記患者の両眼のいずれかに適用された矯正が皆無であること。

c . 前記開始点に従って画像への矯正を最初に適用するための、スクリーニング、治療、モニタリング、及び/又は査定計画を画定し、その後前記終点に向かって所定の制御率で前記矯正を徐々に低減させること。

d . 前記計画の開始点に従って、前記両眼に提示される前記画像に矯正のための初期値を設定する。

3 . 診断処理の段階を実行する。

a . 矯正のための現在の値に従って、両眼に提示される画像に矯正を適用し、患者の量感に前記画像を提示する(853)。

b . 例えば画面を横切って絵を移動させることで両眼を試す。

c . アイトラッカーを使用して、両眼が移動を追跡するか測定する。

d . 測定の結果を、関連パラメータとともに記帳/記録する。

4 . 成功か? 患者の両眼が所要の課題を実行しているか?(854)

5 . 何をすべきが決定する(855)

a . 初期段階で障害があった場合、最初に前記検査が患者の両眼に適用され、計画の見直し及び/又は機器のチェックが行われるべきである。恐らく最初の画像矯正は、恐らく患者の両眼の検査が不十分なため満足とはいえない。恐らく検査機器の確認及び/又は調整が必要である。検査終了。

b . 初期パラメータにおいてたった1回の変更後に障害があった場合は、恐らく増分が大きすぎたといえる。この検査は、より遅い進捗度を以って、即ち各反復後の画像処理におけるより小さな変化を以って再開されてもよい。853に進む。

c . 初期パラメータにおいて2回以上の変更後に障害があった場合、患者の収束不足(CI)を示している。依って、患者の両眼が所要の課題を行わなかった場合の最後のパラメータ値から患者のCIを計算する。検査終了。

d . 前記検査が計画において終点に達した場合(これは、何らの補助具がなくても視界が完全に正常であることを示している)。この事実を報告し、検査を終了する。

6 . 患者の両眼に提示される画像の矯正を低減することにより、この検査の難易度を増加させる(856)。852で考案された計画に従った低減を実施する。この検査が計画において終点に達した場合(これは、何らの補助具がなくても視界が完全に正常であることを示している)、終了に移行する(855)。

【0336】

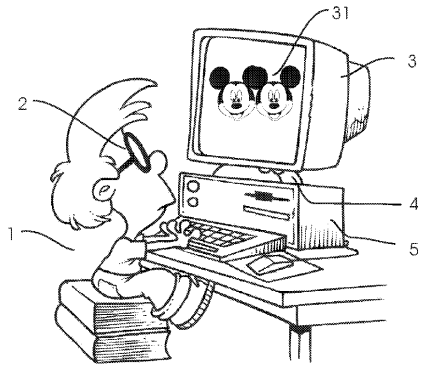
前記の記載内容は本発明の範囲内での装置及び方法の一例に過ぎず、上記で説明された開示内容をそれに対応する図面とともに読んだ場合、当業者であれば様々な改変が行えると理解されよう。

10

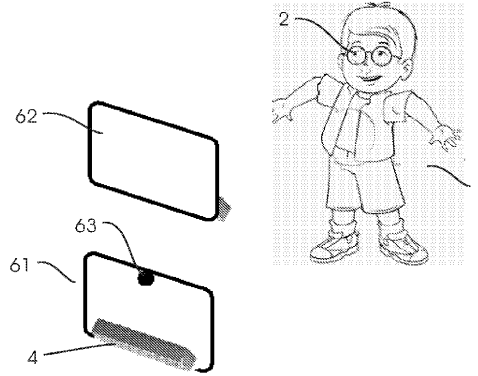
20

30

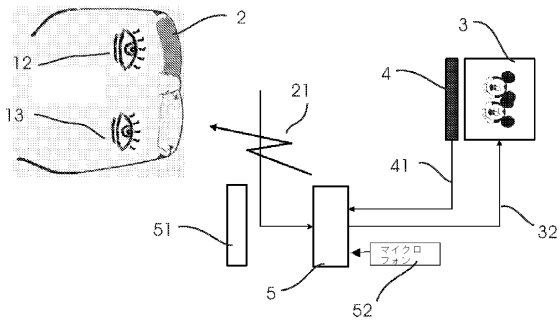
【図 1】



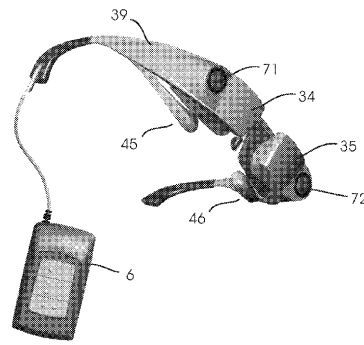
【図 3】



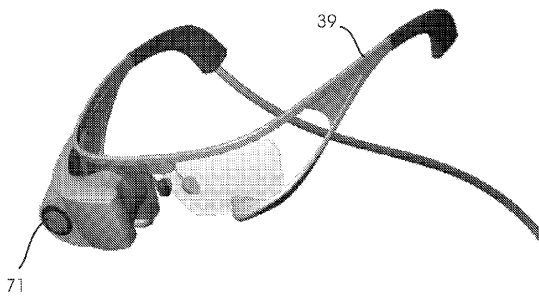
【図 2】



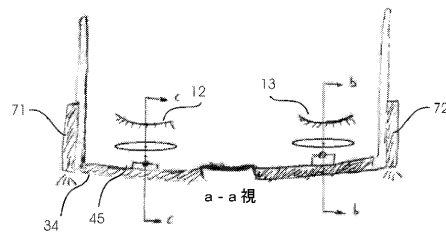
【図 4】



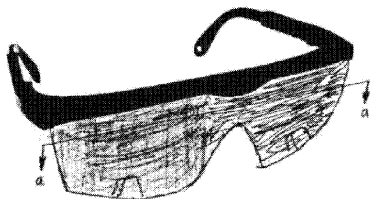
【図 5】



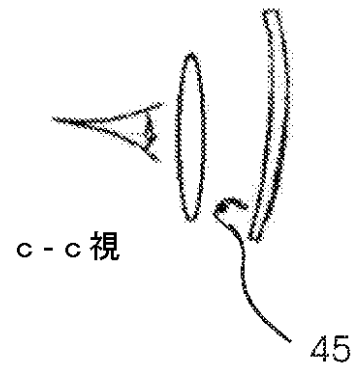
【図 6 B】



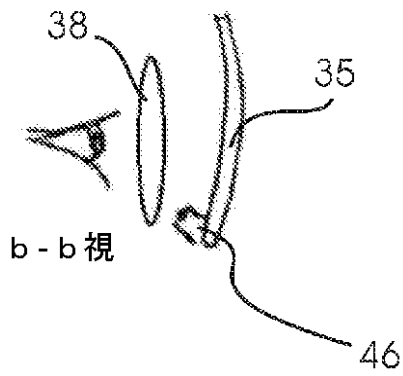
【図 6 A】



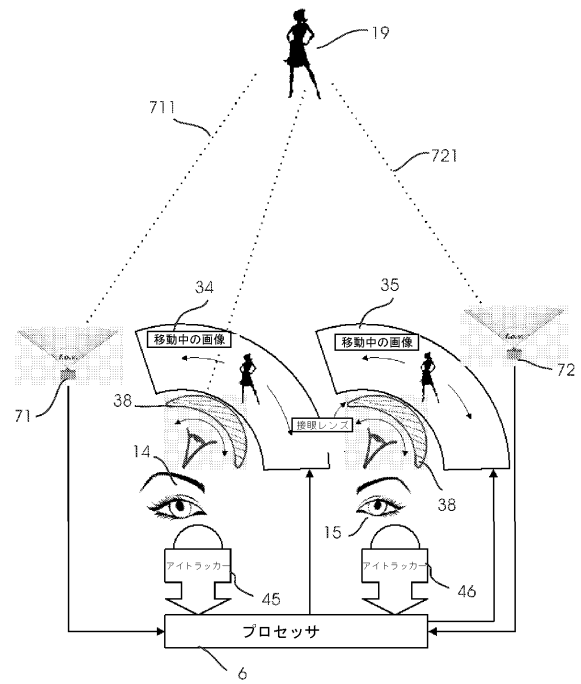
【図 6 C】



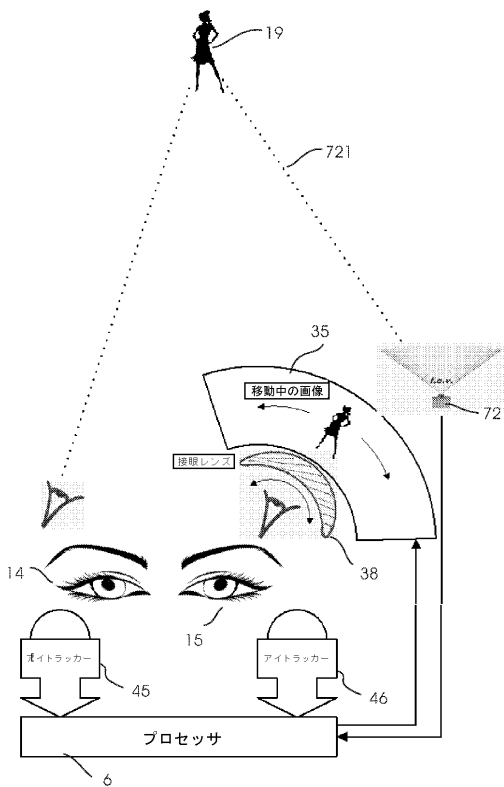
【図6D】



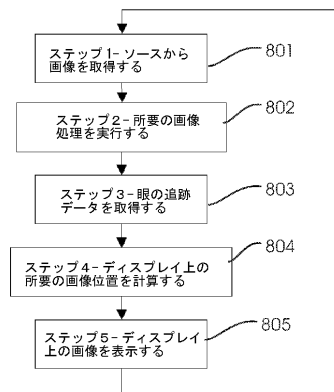
【図7】



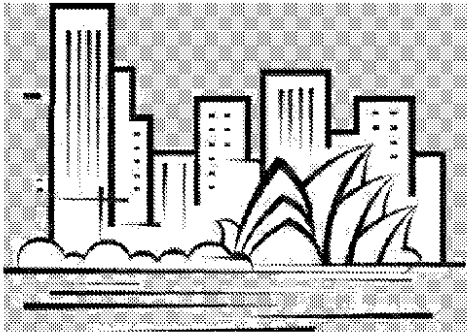
【図8】



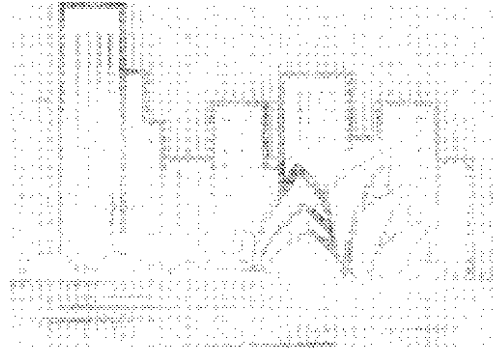
【図9】



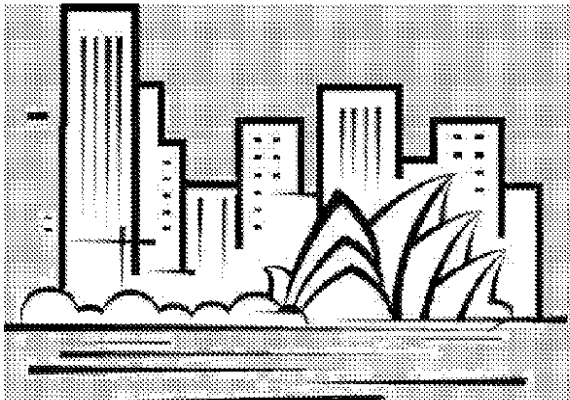
【図 10 A】



【図 10 B】



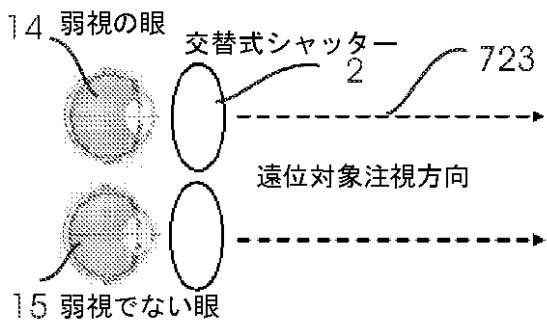
【図 11 A】



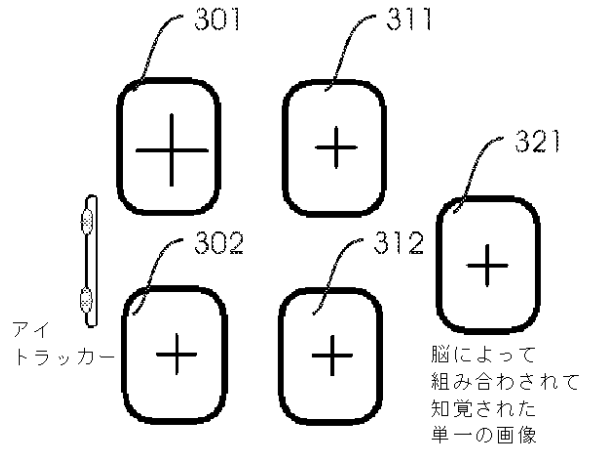
【図 11 B】



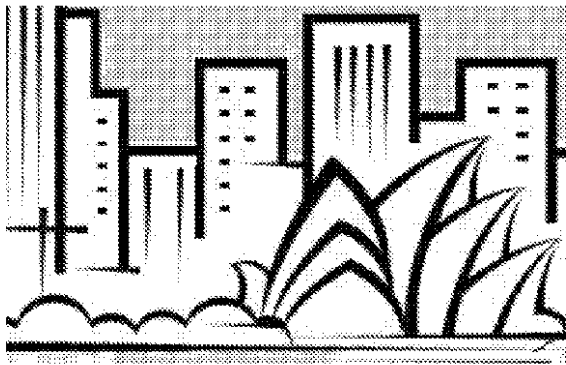
【図 1 2 A】



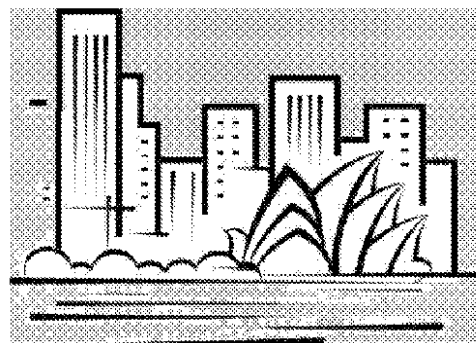
【図 1 2 B】



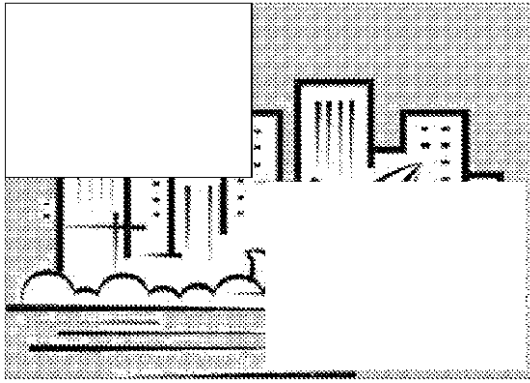
【図 1 2 C】



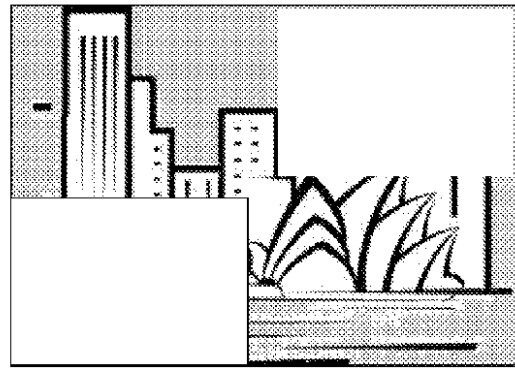
【図 1 2 D】



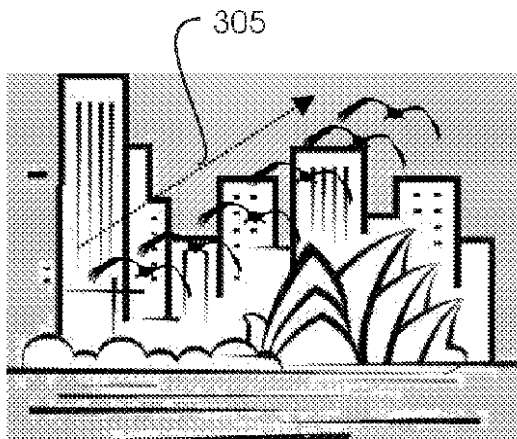
【図 13 A】



【図 13 B】



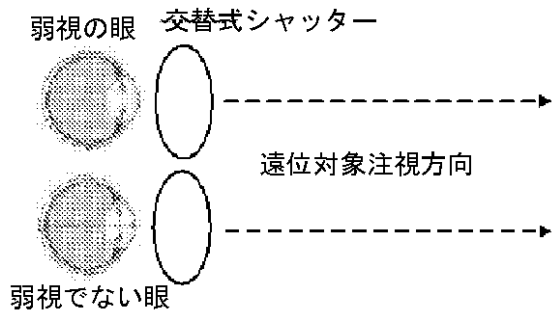
【図 14 A】



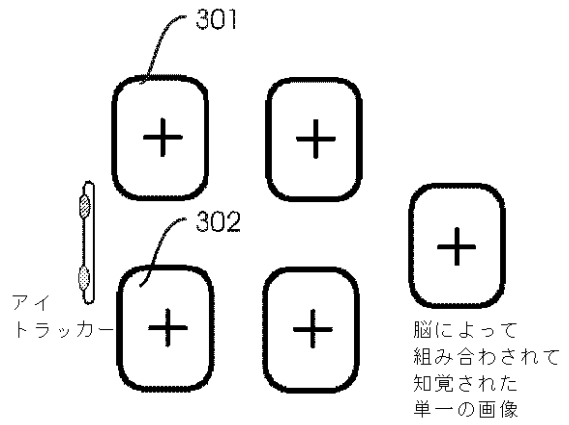
【図 14 B】



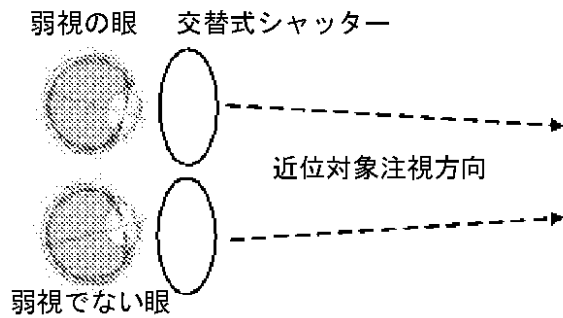
【図15A】



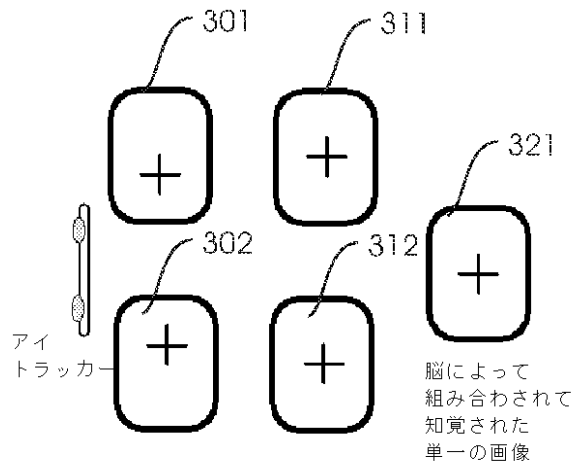
【図15B】



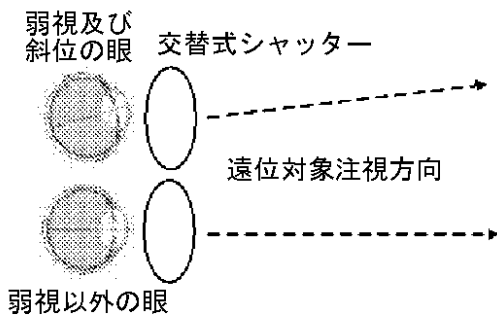
【図16A】



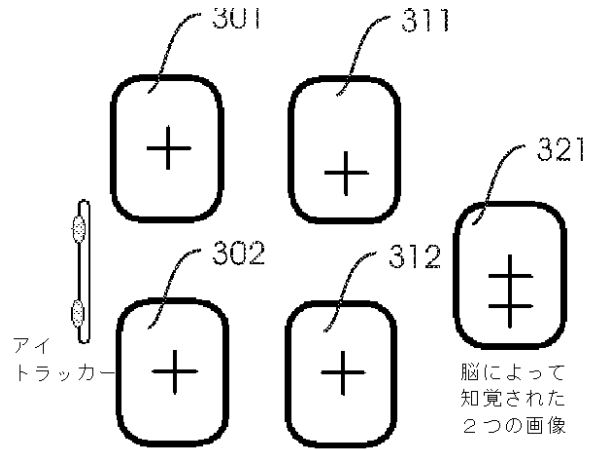
【図16B】



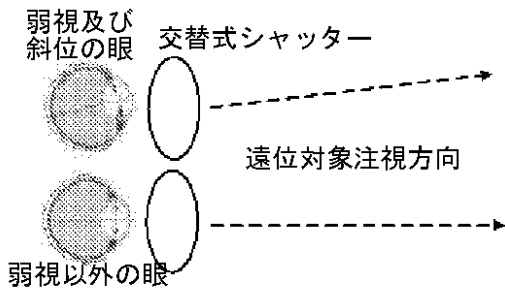
【図17A】



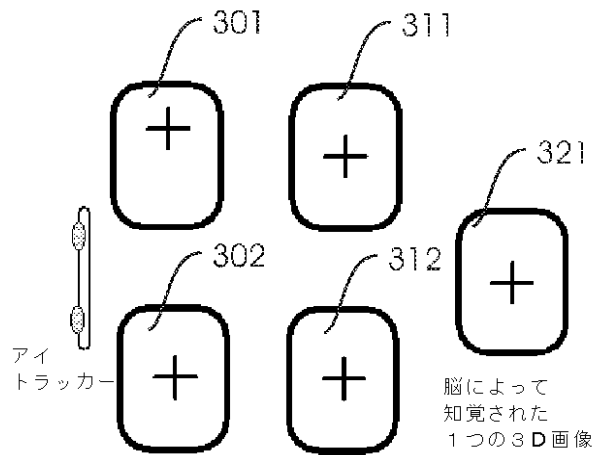
【図17B】



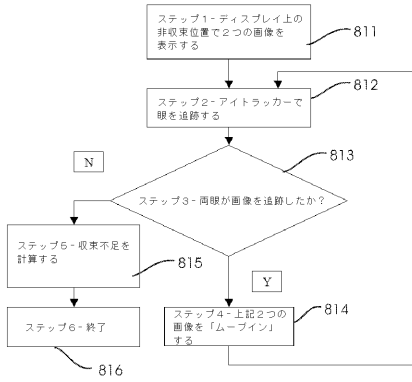
【図18A】



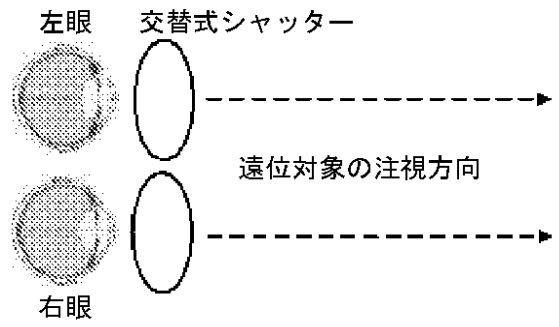
【図18B】



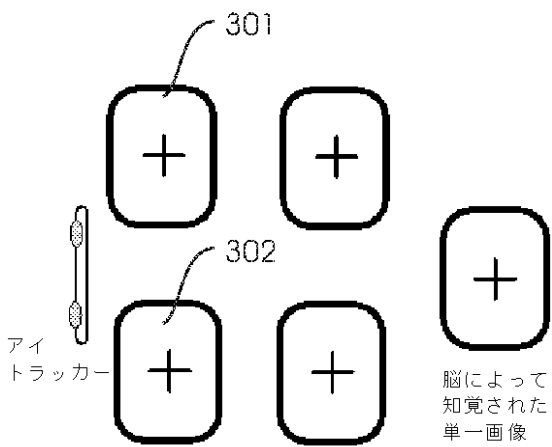
【図19】



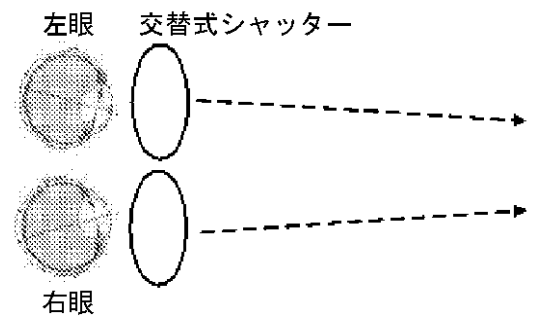
【図20A】



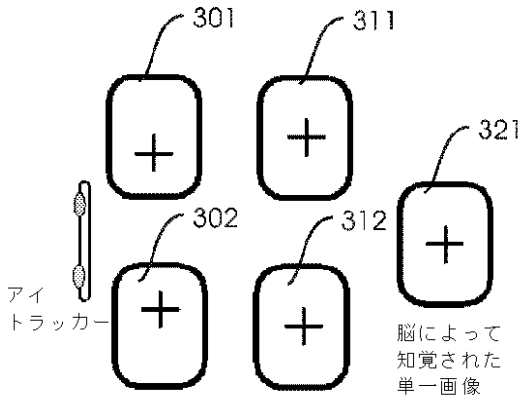
【図20B】



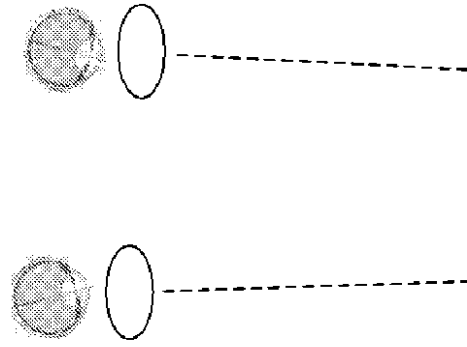
【図21A】



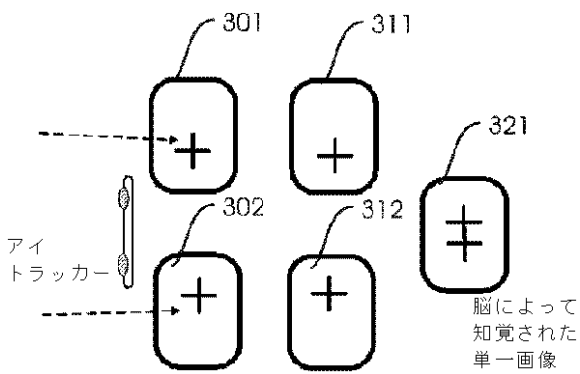
【図 2 1 B】



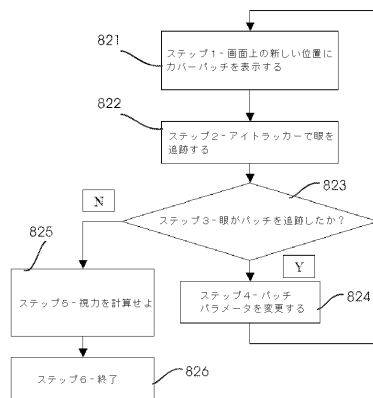
【図 2 2 A】



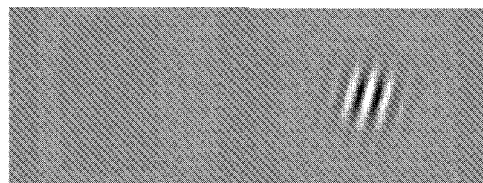
【図 2 2 B】



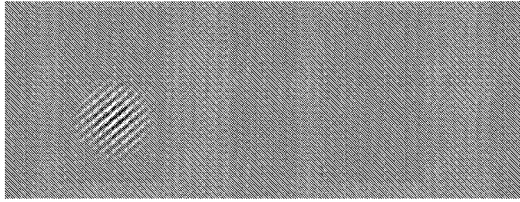
【図 2 3】



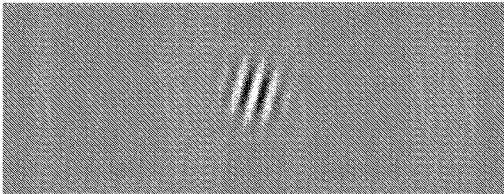
【図 2 4】



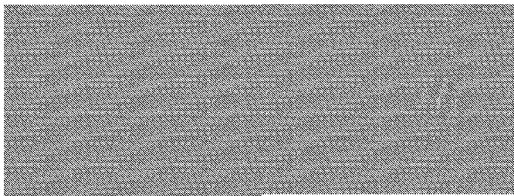
【図 25】



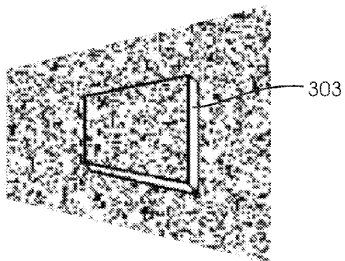
【図 26】



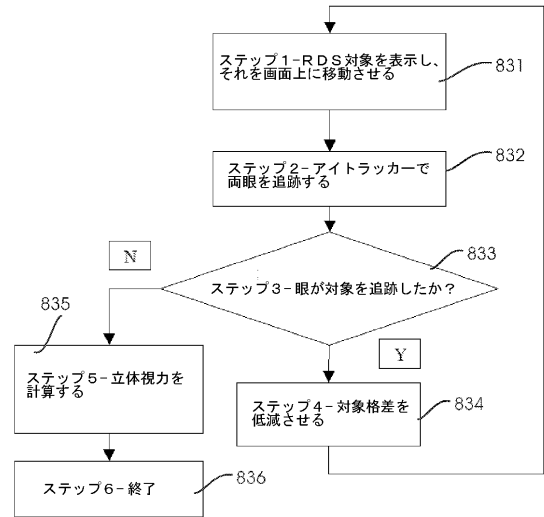
【図 27】



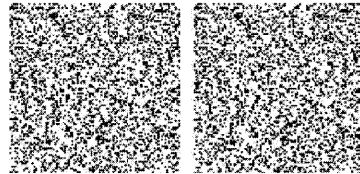
【図 30】



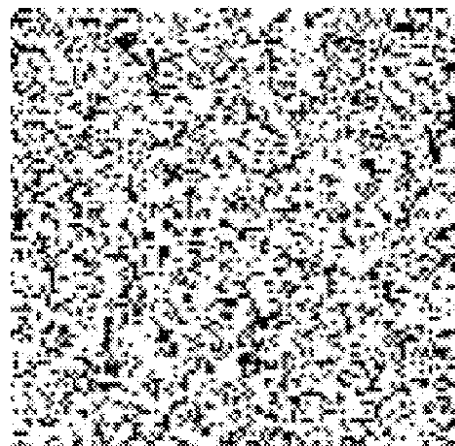
【図 28】



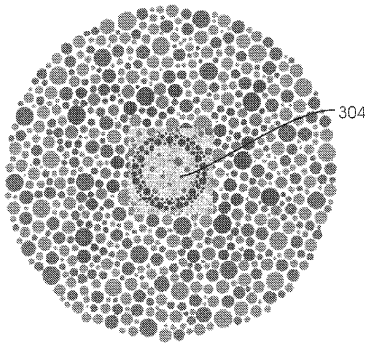
【図 29】



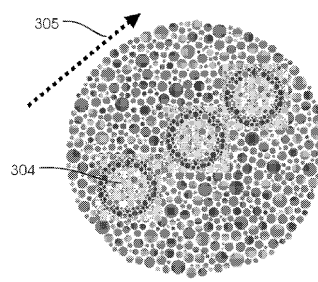
【図 31】



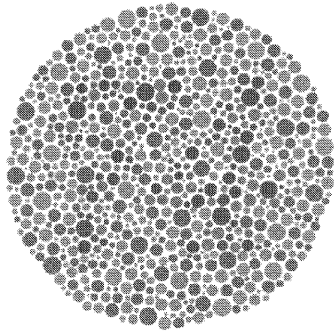
【 図 3 2 】



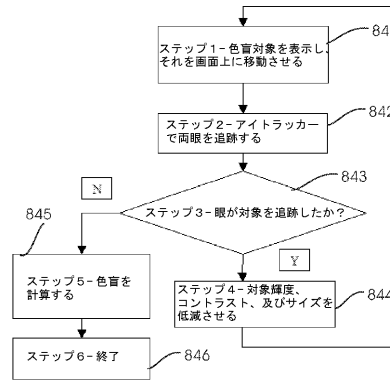
【 図 3 4 】



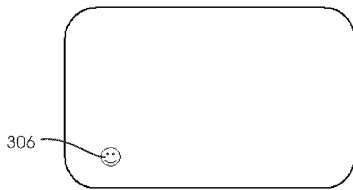
【 図 3 3 】



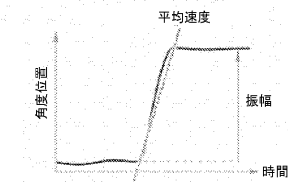
【 図 3 5 】



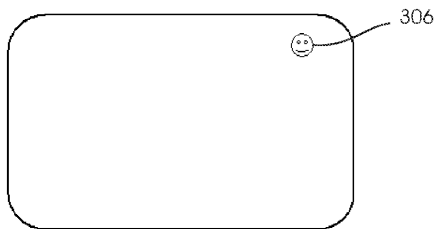
【 図 3 6 A 】



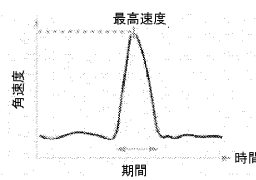
【 図 3 8 A 】



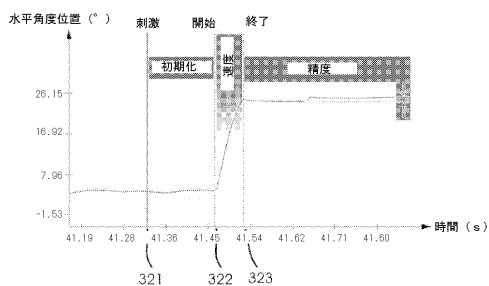
【 図 3 6 B 】



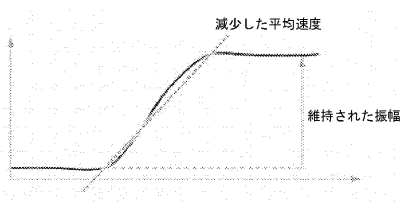
【 図 3 8 B 】



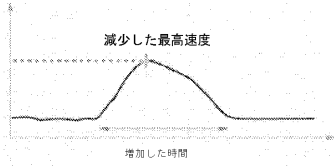
【 図 3 7 】



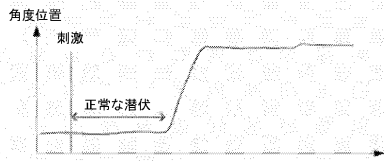
【 図 3 8 C 】



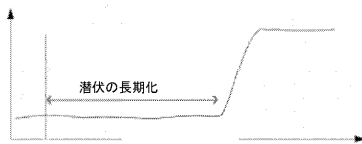
【図38D】



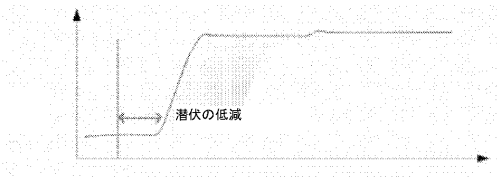
【図39A】



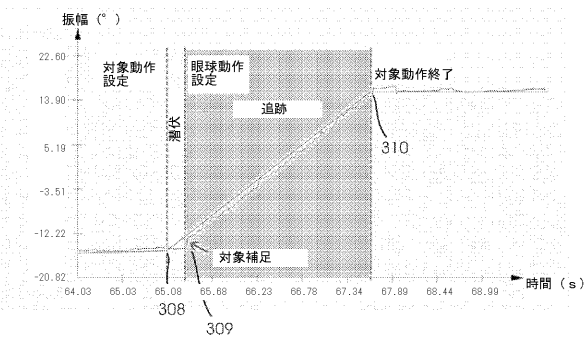
【図39B】



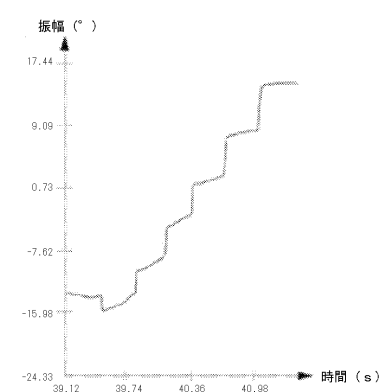
【図39C】



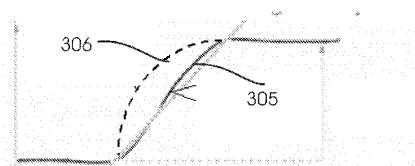
【図42】



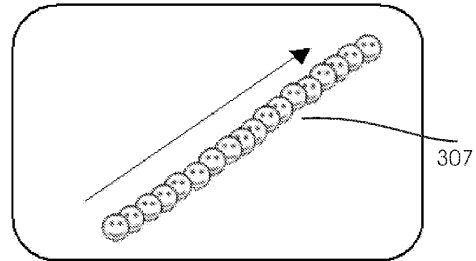
【図43】



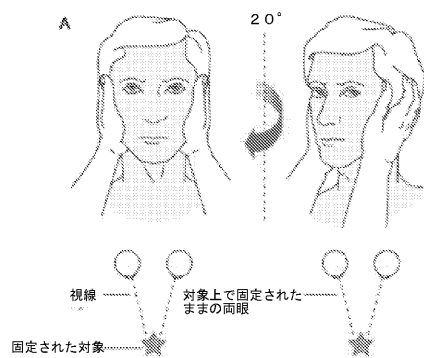
【図40】



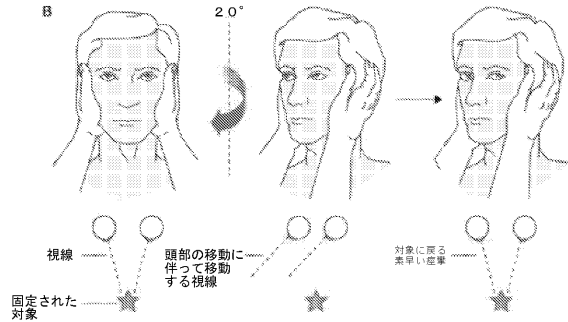
【図41】



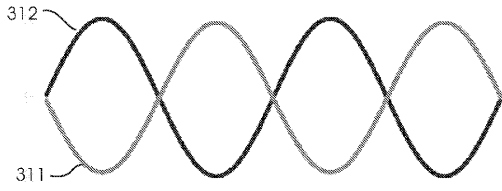
【図44A】



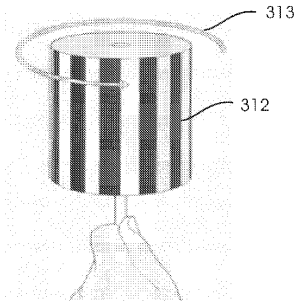
【図44B】



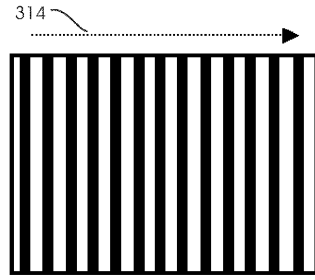
【図 4 5】



【図 4 6】



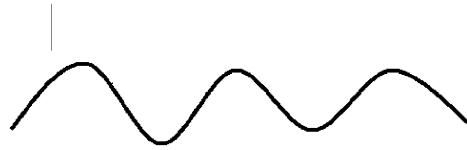
【図 4 7】



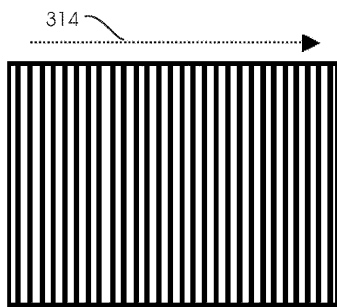
【図 4 8】



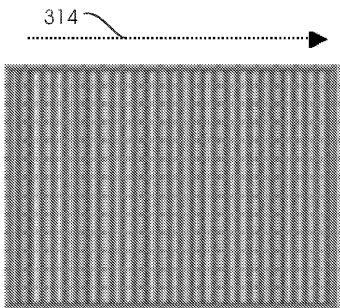
【図 4 9】



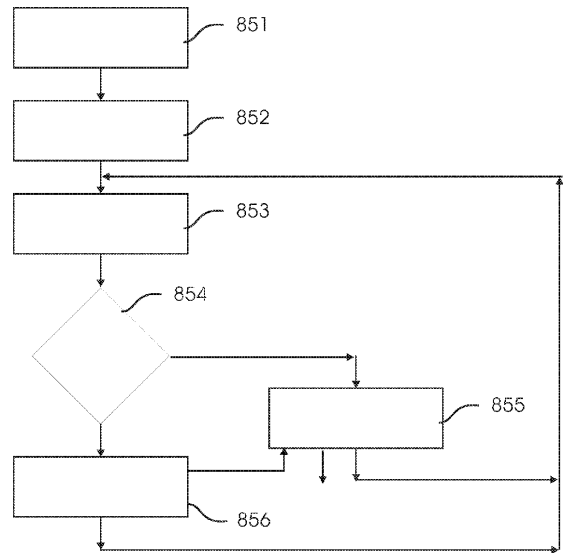
【図 5 0】



【図 5 1】



【図 5 2】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL2017/051063
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC (2017.01) A61B 3/00, A61B 3/08, A61H 5/00, A61B 3/113 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC (2017.01) A61B 3/00, A61B 3/08, A61B 3/113, A61H 5/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) Databases consulted: Esp@cenet, Google Patents, Google Scholar, FamPat database Search terms used: vision, treatment, visual impairment, eye tracking, monitoring, real time, camera, video, Amblyopia		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2016116933 A1 GREEN C TECH LTD 28 Jul 2016 (2016/07/28) Entire document	1-13
X	US 2001050754 A1 HAY SAM; GRAHAM LEWIS 13 Dec 2001 (2001/12/13) Entire document	1-13
X	US 2016037137 A1 SEIFLEIN PHILIP 04 Feb 2016 (2016/02/04) Entire document	14-27
X	US 2015257967 A1 SIMMONS JOHN CASTLE 17 Sep 2015 (2015/09/17) Entire document	1-13,23-27
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 07 Dec 2017		Date of mailing of the international search report 13 Dec 2017
Name and mailing address of the ISA: Israel Patent Office Technology Park, Bldg.5, Malcha, Jerusalem, 9695101, Israel Facsimile No. 972-2-5651616		Authorized officer DRORI Avishag Telephone No. 972-2-5657821

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
Information on patent family members

International application No. PCT/IL2017/051063
--

Patent document cited search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication Date
WO 2016116933 A1	28 Jul 2016	WO 2016116933 A1	28 Jul 2016
		CA 2974317 A1	28 Jul 2016
		EP 3247256 A1	29 Nov 2017
		US 2017311793 A1	02 Nov 2017
US 2001050754 A1	13 Dec 2001	US 2001050754 A1	13 Dec 2001
		US 6511175 B2	28 Jan 2003
US 2016037137 A1	04 Feb 2016	US 2016037137 A1	04 Feb 2016
US 2015257967 A1	17 Sep 2015	US 2015257967 A1	17 Sep 2015
		US 2016271002 A9	22 Sep 2016
		US 9463132 B2	11 Oct 2016
		US 2017027805 A1	02 Feb 2017
		US 2017035290 A1	09 Feb 2017
		US 2017049319 A1	23 Feb 2017

## フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ヤム, ラン

イスラエル 4 9 1 2 0 0 3 ペタ テイクワ ピー . オー . ボックス 2 1 6 2

(72)発明者 イエズケル, オレン

イスラエル 4 9 1 2 0 0 3 ペタ テイクワ ピー . オー . ボックス 2 1 6 2

Fターム(参考) 4C046 AA25 AA31 AA47 BB12 EE02 EE17 EE32

4C316 AA06 AA13 AA14 AA15 AA19 AA21 AA22 AA25 AB17 FA01

FA18 FA19 FB03 FB05 FB11 FB12 FB13 FB14 FB21 FC04

FC12 FZ01