

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号
特表2025-516336
(P2025-516336A)

(43)公表日 令和7年5月27日(2025.5.27)

(51)国際特許分類	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/378(2021.01)	A 6 1 B 5/378	4 C 0 3 8
G 0 9 B 19/00 (2006.01)	G 0 9 B 19/00 Z	4 C 1 2 7
A 6 3 B 69/00 (2006.01)	A 6 3 B 69/00 Z	
A 6 1 B 5/16 (2006.01)	A 6 1 B 5/16 1 3 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全39頁)

(21)出願番号	特願2024-565110(P2024-565110)	(71)出願人	524403981 アイーブレインテック リミテッド I-BRAINTECH LTD. イスラエル国 テル アヴィヴーヤフォ シュロモ イブン ガビロル ストリート 30 30 Shlomo Ibn Gabir ol Street, Tel Aviv -Yafo, Israel
(86)(22)出願日	令和5年5月3日(2023.5.3)	(74)代理人	110002952 弁理士法人鷲田国際特許事務所
(85)翻訳文提出日	令和6年12月9日(2024.12.9)	(72)発明者	ソンキン コンスタンティン イスラエル国 テルアビブ ベイト ツリ エリヤフ ストリート 30-13
(86)国際出願番号	PCT/IL2023/050453	(72)発明者	ザミール ヨアフ ジーヴ
(87)国際公開番号	WO2023/214413		
(87)国際公開日	令和5年11月9日(2023.11.9)		
(31)優先権主張番号	63/337,724		
(32)優先日	令和4年5月3日(2022.5.3)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		
(81)指定国・地域	AP(BW,CV,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 最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム及び実施方法

(57)【要約】

動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするシステムおよび方法を開示する。システムは、被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置と、前記被訓練者に対して表示された視覚刺激に対して、前記被訓練者から取得された脳波信号を受信及び解析するように構成されたプロセッサと、メモリであって、前記プロセッサによって実行されるときに、(i)前記被訓練者に前記動作を実行するところを想像させる指示を行い、(ii)前記脳波センサー装置で脳波信号を測定し、(iii)集中度指標、運動制御指標、覚醒度指標、から選択される少なくとも1つの特性を算出し、(iv)フィードバックパターンを前記被訓練者に繰り返し提供する、ための指示を格納する前記メモリと、を備える。いくつかの実施形態では、被訓練者に対して表示され、被訓練者が動作を実行するところを想像して応答するための視覚刺激として、ディスプレイが提供される。

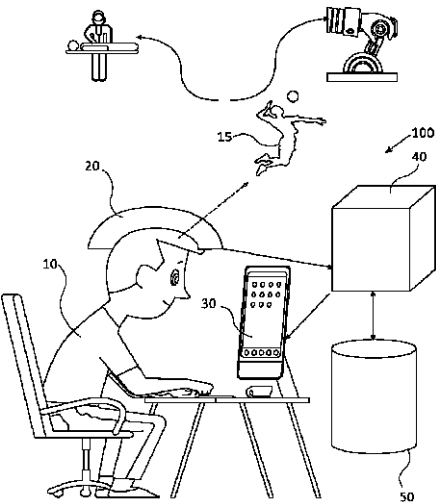


Fig. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするシステムであって、

(a) 被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置と、

(b) 前記被訓練者に対して表示された視覚刺激に対して、前記被訓練者から取得された脳波信号を受信及び解析するように構成されたプロセッサと、

(c) メモリであって、前記プロセッサによって実行されるときに、

(i) 前記被訓練者に前記動作を実行するところを想像させる指示を行い、

(i i) 前記脳波センサー装置で脳波信号を測定し、

(i i i) 以下の(1)～(3)から選択される少なくとも1つの特性を算出し、

(1) 集中度指標、

(2) 運動制御指標、

(3) 覚醒度指標、

(i v) 前記集中度、前記運動制御、前記覚醒度、及び動作準備度の少なくとも1つに基づいて、フィードバックパターンを前記被訓練者に提供し、

(v) 必要に応じて、ステップ(c)～(e)を繰り返す、

ための指示を格納する前記メモリと、を備える、

システム。

【請求項 2】

前記被訓練者に対して視覚刺激を表示するように構成されるディスプレイを備える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記被訓練者は、前記視覚刺激の表示に対して、前記動作を行うところを想像するよう指示される、

請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記視覚刺激の表示、前記脳波センサー装置における脳波信号の測定、及び前記フィードバックパターンの提供は連続的に行われる、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記メモリは、安静時に測定された頭頂部電極及び前頭部電極の脳波信号に対する、アルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での前記頭頂部電極及び前頭部電極の脳波信号の変化率として前記集中度指標を算出するための指示を備える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記メモリは、安静時に測定された運動感覚領域電極の脳波信号に対する、前記視覚刺激に対して前記被訓練者から得られる Mu 周波数での前記運動感覚領域電極における脳波信号の変化率として前記運動制御指標を算出するための指示を備える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記メモリは、アルファ周波数での前記被訓練者の、開眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号の、閉眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号に対する変化率として前記覚醒度指標を算出するための指示を備える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記メモリは、前記被訓練者又は前記被訓練者からなるグループの前記集中度指標、前記運動制御指標、及び前記覚醒度指標のうちの少なくとも1つを分析し、トレーニングの進捗データを時系列で提示するための指示を備える、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記フィードバックパターンは、静的アバター、動적アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターン、及びこれらの任意の組み合わせからなる群より選択される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記フィードバックパターンは、前記動作に関連する視覚環境に関するものである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記動作は、スポーツ動作、手術における手の動作又は身体的動作、飛行制御、ジョイスティック、舵、又はその他の飛行動作、又は目と手足の身体的動作の協働を必要とする任意の動作に直接関連する動作である、

請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記視覚環境は、サッカースタジアム、野球場、バスケットボール場、ラグビースタジアム、陸上競技場、手術室、歯科手術室、現場での緊急環境又は任意の手術環境、航空機のコックピット、無人航空機の制御センター、飛行制御センターからなる群より選択される、

請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 13】

被訓練者の、動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法であって、

(a) 動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする請求項 1 に記載のシステムを提供するステップと、

(b) 前記被訓練者に、前記動作を実行するところを想像するよう指示するステップと、

、

(c) 前記脳波電極装置における脳波信号を測定するステップと、

(d) 前記集中度指標、前記運動制御指標、前記覚醒度指標を算出するステップと、

(e) 前記集中度、運動制御、覚醒度、及び動作準備度の少なくとも 1 つを特徴付けるフィードバックパターンを前記被訓練者に提供するステップと、

(f) 必要に応じて、ステップ (c) ~ (e) を繰り返すステップと、を含む、

方法。

【請求項 14】

前記被訓練者に対して視覚刺激を表示するように構成されたディスプレイを提供するステップを含む、

請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記被訓練者は、前記視覚刺激の表示に対して、前記動作を行うところを想像するよう指示される、

請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

前記視覚刺激の表示、前記脳波センサー装置における脳波信号の測定、及び前記フィードバックパターンの提供は連続的に行われる、

請求項 13 に記載の方法。

【請求項 17】

前記集中度指標を算出するステップは、前記視覚刺激に対して前記被訓練者から得られる、頭頂部電極及び前頭部電極のアルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での脳波信号の変化率を、安静時に測定された前記頭頂部電極及び前頭部電極のアルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での脳波信号に対して算出することステップを含む、

請求項 13 に記載の方法。

【請求項 18】

前記運動制御指標を算出するステップは、安静時に測定された運動感覚領域電極の脳波

10

20

30

40

50

信号に対する、前記視覚刺激に対して前記被訓練者から得られるMu周波数での前記運動感覚領域電極における脳波信号の変化率として前記運動制御指標を算出するステップを含む、

請求項13に記載の方法。

【請求項19】

前記覚醒度指標を算出するステップは、アルファ周波数での前記被訓練者の、開眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号の、閉眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号に対する変化率として前記覚醒度指標を算出するステップを含む、

請求項13に記載の方法。

【請求項20】

前記被訓練者又は前記被訓練者からなるグループの前記集中度指標、前記運動制御指標、及び前記覚醒度指標のうちの少なくとも1つを分析し、トレーニングの進捗データを時系列で提示するステップを含む、

請求項13に記載の方法。

【請求項21】

前記フィードバックパターンは、静的アバター、動적アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターン、及びこれらの任意の組み合わせからなる群より選択される、

請求項13に記載の方法。

【請求項22】

前記フィードバックパターンは、前記動作に関連する視覚環境に関するものである、

請求項13に記載の方法。

【請求項23】

前記フィードバックパターンは、スポーツ活動、手術動作、又は飛行制御動作からなる群より選択される視覚環境に関するものであり、

前記動作は、スポーツ動作、手術における手の動作又は身体的動作、飛行制御、ジョイスティック、舵、又はその他の飛行動作、又は目と手足の身体的動作の協働を必要とする任意の動作に直接関連する動作である、

請求項13に記載の方法。

【請求項24】

前記視覚環境は、サッカースタジアム、野球場、バスケットボール場、ラグビースタジアム、陸上競技場、手術室、歯科手術室、現場での緊急環境又は任意の手術環境、航空機のコックピット、無人航空機の制御センター、飛行制御センターからなる群より選択される、

請求項13に記載の方法。

【請求項25】

前記集中度指標、前記運動制御指標、前記覚醒度指標からなる群より選択される少なくとも2つの指標をそれらの合計によって正規化した合成指標として、スポーツ、手術、飛行制御の準備度の総合指標を算出するステップを含む、

請求項13に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被訓練者の神経強化のための、詳細には、被訓練者のパフォーマンスを向上させるためのニューロフィードバックトレーニングのための、システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

視覚化により、動作を計画及び実行するための動作能力のトレーニングを行う。

【0003】

被験者の身体動作を向上させるための脳のトレーニングとして、脳刺激が使用されてい

10

20

30

40

50

る。特定の脳領域に電流を（外部から）流すことにより、身体能力が向上することが知られている。このことは、例えば、アスリートにおいて示されている。脳刺激は、その使用中、トレーニングによって自然に達成される脳トレーニングとほぼ同等の結果を示す。脳刺激用の装置の主な欠点は、その効果の持続時間である。トレーニングの効果は、装置を取り外した後、20分間程度しか持続しないことが報告されている。

【0004】

市販の神経介入技術として、精神又は認知状態のニューロフィードバックのための装置が知られている。これらの装置は、使いやすく、洗練されたデザインのEEGセットであり、利用者が専門的なハードウェアやオペレーターの助けを借りることなく、特定の脳の活性化をトレーニングすることができる。これらの製品は、リラクゼーションやストレス軽減、集中力など、世界的に広く一般的な脳内処理をターゲットにしている。聴覚的又は視覚的なフィードバックを使って、ユーザーはリラックスした精神状態や集中した精神状態に切り替える方法を学ぶことができる。これらの装置は、そのヘッドセットが記録可能な処理として、上述のような一般的な処理に限定して使用されている。

【0005】

現在、このような市販のEEGセットは、信号対ノイズ比が低く、検出、分析できる脳活動の種類が限られている。技術の進歩が急速に進んでいるため、数年後にはこのような状況も変わっていくものと思われる。

【0006】

US2019/0247662には、技能学習プロセスを促進、又はタスクのパフォーマンスを向上させる方法であって、各々の技術又はタスクに従事している熟練被験者の神経活動を反映する脳波パターンを判定する工程と、少なくとも1つの自動化プロセッサで判定された脳波パターンを処理する工程と、熟練者の神経細胞活動を反映する脳波から抽出された処理された時間的パターンに依存する、感覚的興奮、末梢興奮、経頭蓋興奮、および脳深部刺激からなる群から選択される1つ又は複数の刺激による脳同調を、それぞれの技能又は課題の被験者に施す工程と、を含む方法が開示されている。

【0007】

<スポーツ>

プロスポーツにおいては、常に競争がつきものである。ほとんどすべてのスポーツは、基本的に競争に基づいている。競争環境の中で、スポーツクラブやプロアスリートは自身のパフォーマンスを向上させようとする。プロスポーツにおける成功は、「一番になる」という純粋な目的に加えて、多くの場合、選手やクラブにとって資金の増やすための重要な要素になる（KMPGstudy <https://assets.kpmg/content/dam/kpmg/br/pdf/2019/06/the-european-e-lite-2019a.pdf>）。このため、これらのクラブは、アスリートたちが競合相手よりも優位に立てるような新しいテクノロジーを常に必要としている。スポーツテック市場は継続的に成長しているが（MarketandMarketResearch; www.marketsandmarkets.com/Market-Reports/sports-technology-market-104958738.html）、その中で最も有望な分野のひとつが、新しく開発されているブレイン・コンピューター・インターフェイス（BCI）の利用である（Ourcrowd: 2020年のトップ10の技術トレンド及びBeyond-at Summit; <https://summit.ourcrowd.com/top-10-tech-trends-for-2020-and-beyond-at-2020-ourcrowdsummit/>）。

【0008】

従来のトレーニングでは、基本的に反復すること、つまり完璧になるまで反復することによって脳を鍛えようとする。「どのようなスポーツでも、熟練したアスリートは、メインスキル、サブスキル、そしてそれらの動きを体が覚えるまでゲームの練習を積み重ねる」（G. Landrum, 「Empowerment: The Competitive E

10

20

30

40

50

dge in Sports, Business & Life」、2005年)。練習における重要なプロセスは、トレーニングによって筋肉が実際に成長することに加え、安定的かつ効率的に運動計画を形成することである。これは、脳の神経回路が再構築されることを意味し、これによって後に動作の完成度が高まる。しかし、伝統的なトレーニングは、プロのアスリートが最高のパフォーマンスを発揮するのに役立っていたが、今日においてそれを成し遂げることは簡単ではない。大がかりな身体運動には、主に、時間や費用がかかり、怪我や疲労を招き、モチベーションを低下させる、といった欠点がある。

【0009】

近年の最先端技術や科学的発見により、脳活動を「オンライン」で直接読み取ることが可能になっている。リアルタイムで脳を読み取り、その動きを分析できるようになったことで、脳を鍛える新しい方法を開発し、上述のような欠点を克服しつつ、同等の身体的トレーニングの結果を達成できるようになることが期待されている。

10

【0010】

新しいトレーニング方法を探求し続けることに加え、スポーツクラブのトレーニング戦略における本質的な変化として、新しく堅牢なデータサイエンスツールを使用することが挙げられる。これらのクラブは、アスリートのパフォーマンスに投資することの重要性を理解しており、様々なソース（例えば、スピード、力、チームダイナミクスなど）の大量のデータを使って、トレーニングすべき弱点を抽出しつつ、将来のパフォーマンスを予測する。スポーツ業界をはじめとする多くの業界では、「データは新たな黄金である」という認識が広く浸透しており、専門家たちは最近「ゴールドラッシュ」に沸いている。脳に関する情報は、最近まで手に入りにくく、収集が困難であった。

20

【0011】

脳データがスポーツにどのように貢献できるかを示す優れた例として、アスリートが試合中にどの程度の集中力を維持できるかが挙げられる。「重要なことに集中することが、効果的なパフォーマンスの鍵である。プレイ中、特にサッカー、野球、サッカーのような長い試合では、終始集中力を維持することは難しい。集中力を最も長く維持できる人は、エラーが最も少なく、優位に立てる傾向がある」。選手が自分のタスクに集中する能力を測定する従来の方法は、プレイを観察するか、集中力を調べるための特定のタスク（実際のスポーツ動作とは関係ない）の成績から間接的に測定するしかなかった。神経科学的研究により、個人の注意のレベルが、外部装置から測定可能な特定の脳パターンと強く相関することが判明している（Sok Joo Tanら、A Brief Review of the Application of Neuroergonomics in Skilled Cognition During Expert Sports Performance, Front. Hum. Neurosci., 2019; <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2019.00278/full>）。

30

【0012】

脳の活動に直接介入してパフォーマンスを向上させることは、主に2つの方法で商業的に行われている。ひとつは脳刺激である。特定の脳部位に（外部から）電流を流すことで、アスリートのパフォーマンスが向上する。脳刺激は、その使用中、トレーニングによって自然に達成される脳トレーニングとほぼ同等の結果を示す。脳刺激用の装置の主な欠点は、その効果の持続時間である。トレーニングの効果は、装置を取り外した後、20分間程度しか持続しないことが報告されている。これは、ほとんどの競技スポーツにおいて、介入による効果が、必要な場面が来る前に弱まってしまうことを意味する。また、これらの行為は、競技スポーツにとっては問題となる、ドーピングの一種とみなされる可能性がある。

40

【0013】

<外科医のテスト及びトレーニング>

米国では、手術室における手術が年間約1500万件行われている（Weiss & Elixhauser, 2006）。入院患者の手術は医療ミスが発生しやすい「ホット

50

スポット」とされており、死亡率は0.4～0.8%、主要な合併症の発生率は3～17%にのぼる（Haynesら、2009）。研究によれば、外科合併症の約半数は回避可能であり（Gawande、Thomas、Zinner、& Brennan、1999；Kable、Gibberd、& Spiegelman、2002）、高い機能を有するチームでは有害事象の数が大幅に減少することが確認されている（Mazzoccoら、2009）。新しい技術が導入されることで患者の安全性が向上する可能性があるが、同時に外科医の能力や作業負荷に対して新たに多大な要求が課されることになる。米国では、毎年100万件以上の腹腔鏡手術が行われており、外科医は、間接的で狭い視覚的アクセスと最小限の触覚フィードバックで手術を行っている。このような状況では、従来の師弟関係を超えた新たな技能と、それに伴う新たなトレーニング方法が求められる（Van Hove、Tuijthof、Verdaasdonk、Stassen、& Dankelman、2010）。実際、医療パターンが予防及び質の向上にシフトするにつれて、以前は検討されていなかった手術室の側面がより鮮明に焦点を当てられ、外科医及び被訓練者のパフォーマンスが精査されるようになっている（Kao & Thomas、2008；Kohn、Corrigan、& Donaldson、2000；Pavlidisら、2012；Risucci、Geiss、Gellman、Pinard、& Rossier、2001）。このため、手術や歯科治療のトレーニング中に脳のパターンを解読し、測定するためのシステムや方法を提供する必要性は長年切望されている。

10

20

30

40

50

【0014】

＜航空テスト及びトレーニング＞

ボーイング社によれば、航空事故の80%はヒューマンエラーによって引き起こされている。

【0015】

NASAによると、2004年に米国で発生した一般航空死亡事故の78.6%、および一般航空事故全体の75.5%の主要原因として、パイロットのミスが挙げられている。

【0016】

パイロットのミスは、以下のように分類される。（i）訓練不足、疲労、不注意など様々な原因による、一般的な判断ミス。（ii）天候が飛行中の航空機に及ぼす影響を十分に理解していないなどの、天候に関連したミス。（iii）航空機の内部故障に対応できなかったなどの、機械に関連したミス。

【0017】

定期航空輸送において、原因が判明している事故の約半数強はパイロットのミスによるものとされている。

【0018】

近年の航空旅行の休止は、パイロットのミスの増加を引き起こしており（<https://www.latimes.com/business/story/2021-01-29/airline-pilots-flight-errors-pandemic>）、追加的かつ効果的な訓練システムの必要性が浮き彫りになっている。本発明のシステム及び方法は、パイロットのパフォーマンス及び評価を向上させる目的に容易に適用できる。「自然環境における仕事や日常生活において、認知パフォーマンスをモニターするツールの導入に対する関心が高まっている。ニューロエルゴノミクスとして知られる新たな研究分野において、実験室外での人間の様々な行動における皮質活動を調査するため、機能的近赤外分光法（fNIRS）等のウェアラブルかつポータブルな脳モニタリングセンサーの使用が進んでいる」（Front. Hum. Neurosci., 2018）。

【0019】

パイロットのミスを防ぐための、パイロットを訓練する手段、システム及び方法に対する需要は非常に高い。

【0020】

つまり、スポーツ活動、外科医のトレーニング、航空テスト及びトレーニング等のトレーニング中の脳パターンを解読及び測定するためのシステム及び方法が、長年切望されて

いる。

【発明の概要】

【0021】

本発明の目的の1つは、動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムを開示することである。当該システムは、(a)被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置と、(b)被訓練者に対して表示された視覚刺激に対して、被訓練者から取得された脳波信号を受信及び解析するように構成されたプロセッサと、(c)メモリであって、プロセッサによって実行されるときに、(i)被訓練者に動作を実行するところを想像させる指示を行い、(ii)脳波センサー装置で脳波信号を測定し、(iii)以下の(1)～(3)から選択される少なくとも1つの特性を算出し、(1)集中度指標、(2)運動制御指標、(3)覚醒度指標、(iv)集中度、運動制御、覚醒度、及び動作準備度の少なくとも1つに基づいて、フィードバックパターンを被訓練者に提供し、(v)必要に応じて、ステップ(c)～(e)を繰り返す、ための指示を格納するメモリと、を備える。

10

【0022】

本発明の目的は、スポーツ、外科、航空、又はその他の活動に関連する動作の計画及び実行に適応された上述のシステムを開示することである。

【0023】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、被訓練者に対して視覚刺激を表示するように構成されるディスプレイを備える。

20

【0024】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて被訓練者は、視覚刺激の表示に対して、動作を行うところを想像するよう指示される。

【0025】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、記視覚刺激の表示、脳波センサー装置における脳波信号の測定、及びフィードバックパターンの提供は連続的に行われる。

【0026】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、メモリは、安静時に測定された頭頂部電極及び前頭部電極の脳波信号に対する、アルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での頭頂部電極及び前頭部電極の脳波信号の変化率として集中度指標を算出するための指示を備える。

30

【0027】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、メモリは、安静時に測定された運動感覚領域電極の脳波信号に対する、視覚刺激に対して被訓練者から得られるMu周波数での運動感覚領域電極における脳波信号の変化率として運動制御指標を算出するための指示を備える。

【0028】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、メモリは、アルファ周波数での被訓練者の、開眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号の、閉眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号に対する変化率として覚醒度指標を算出するための指示を備える。

40

【0029】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、メモリは、被訓練者又は被訓練者からなるグループの集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標のうちの少なくとも1つを分析し、トレーニングの進捗データを時系列で提示するための指示を備える。

【0030】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、フィードバックパターンは、静的アバター、動的アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターン、及びこれらの任意の組み合わせからなる群より選択される。

【0031】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、フィードバックパターンは、動作に関

50

連する視覚環境に関するものである。

【0032】

本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、視覚環境は、サッカースタジアム、野球場、バスケットボール場、ラグビースタジアム、陸上競技場、及びそれらの任意の組み合わせからなる群より選択される。

【0033】

本発明のさらなる目的に係るシステムは、集中度指標、運動制御指標、覚醒度指標からなる群より選択される少なくとも2つの指標をそれらの合計によって正規化した合成指標として、スポーツ、手術、飛行制御の準備度の総合指標を算出する指示を含むメモリを備える。

【0034】

本発明のさらなる目的は、本発明のさらなる目的に係るシステムにおいて、被訓練者の、動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法を開示することである。この方法は、(a)動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする請求項1に記載のシステムを提供するステップと、(b)被訓練者に、動作を実行するところを想像するよう指示するステップと、(c)脳波電極装置における脳波信号を測定するステップと、(d)集中度指標、運動制御指標、覚醒度指標を算出するステップと、(e)集中度、運動制御、覚醒度、及び動作準備度の少なくとも1つを特徴付けるフィードバックパターンを被訓練者に提供するステップと、(f)必要に応じて、ステップ(c)～(e)を繰り返すステップと、を含む、方法。

【0035】

本発明のさらなる目的に係る方法は、被訓練者に対して視覚刺激を表示するように構成されたディスプレイを提供するステップを含む。

【0036】

本発明のさらなる目的に係る方法において、視覚刺激の表示、脳波センサー装置における脳波信号の測定、及びフィードバックパターンの提供は連続的に行われる。

【0037】

本発明のさらなる目的に係る方法において、集中度指標を算出するステップは、視覚刺激に対して被訓練者から得られる、頭頂部電極及び前頭部電極のアルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での脳波信号の変化率を、安静時に測定された頭頂部電極及び前頭部電極のアルファ周波数、ベータ周波数、シータ周波数での脳波信号に対して算出することとステップを含む。

【0038】

本発明のさらなる目的に係る方法は、運動制御指標を算出するステップは、安静時に測定された運動感覚領域電極の脳波信号に対する、視覚刺激に対して被訓練者から得られるMu周波数での運動感覚領域電極における脳波信号の変化率として運動制御指標を算出するステップを含む。

【0039】

本発明のさらなる目的に係る方法は、覚醒度指標を算出するステップは、アルファ周波数での被訓練者の、開眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号の、閉眼状態で得られる頭頂部電極における脳波信号に対する変化率として覚醒度指標を算出するステップを含む。

【0040】

本発明のさらなる目的に係る方法は、被訓練者又は被訓練者からなるグループの集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標のうちの少なくとも1つを分析し、トレーニングの進捗データを時系列で提示するステップを含む。

【0041】

本発明のさらなる目的に係る方法は、集中度指標、運動制御指標、覚醒度指標からなる群より選択される少なくとも2つの指標をそれらの合計によって正規化した合成指標として、スポーツ、手術、飛行制御の準備度の総合指標を算出するステップを含む。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0042】

【図1】スポーツ活動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムの概略図を示す。

【図2A】例示的な脳波キャップを示す。

【図2B】脳波センサー装置の各EEGセンサーを示す。

【図2C】電気信号の大きさを増幅するアンプに接続されているセンサーを示す。

【図2D】次のステップでノイズ除去機能が適用されることを示す。

【図3】スポーツ活動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法200を示す。

10

【図4A】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4B】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4C】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4D】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4E】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4F】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4G】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4H】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図4I】テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。

【図5A】本発明の他の実施形態を示す。

20

【図5B】本発明の他の実施形態を示す。

【図5C】本発明の他の実施形態を示す。

【図5D】本発明の他の実施形態を示す。

【図6】腹腔鏡手術における外科装置の操作に関する本発明の他の実施形態を示す。

【図7】本発明の他の実施形態を示す図であり、乱気流発生時やエンジン故障時に安全なコースを維持する場合を示す。

【発明を実施するための形態】

【0043】

以下、本発明を使用するための方法を当業者ができるように、本発明者が意図する本発明を実施するための最良の態様を説明する。しかしながら、本発明全体の原理は、身体的動作を計画し実行する被訓練者の脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムおよび方法を提供するために特に定義されており、当業者により明らかな種々の修正が行われうる。本明細書において、被訓練者とは、スポーツ選手や女性、外科医や外科研修医、パイロットや学生パイロット、あるいは身体動作の改善に従事している人やテストを受けている人を含む。

30

【0044】

<スポーツにおけるテスト及びトレーニング>

本発明のシステム及び方法により、最適なトレーニングプロトコル組み立てるための関連情報（例えば、プレイヤーが高い集中力をどのくらいの時間維持できるか、それらの日／週／月単位の周期的変化、等）をコーチ及びアスリートに提供することができる。また、アスリートの様々な特性（例えば、集中力、運動皮質容量）の脳の状態に関する情報は、コーチが、トレーニング中のアスリートやチームプレイヤーの状態を判断し、競技やゲームの戦略を立てる際や、新しいチームメンバーをスカウトする際に役立つ。

40

【0045】

今日、スポーツ技術は、主に体力、柔軟性、および他の身体的なトレーニングによる、アスリートのパフォーマンスを対象としている。つい最近まで、運動を制御する主要な器官である脳は、少なくとも、直接トレーニングすることができないものであった。そのため、通常のトレーニングによりアスリートを向上させるには限界があった。計画から実行に至るまで、脳が各運動要素を制御していることを理解することが重要である。脳は、（脊髄反射を除く）ほとんどすべての動作の前に、どの筋肉をどのような順序でどのような

50

強さで収縮させるかという運動計画を立てる。この運動計画によって、実際の動作がアスリートの最終的な目標にどれだけ近いものになるかが決まる。

【0046】

ユーザーに対して、本発明は以下の効果を奏する。(1) パフォーマンスの向上、(2) 怪我からの復帰の補助、(3) 新たな個人の重要業績評価指標(KPI)に対する独自のアプローチ。

【0047】

週に1度又は数回の短いトレーニングセッションによって、ユーザーは、まず、自分の動きを制御する特定の脳パターン強化する方法を学習する。この場合、脳ネットワークの準備度は、必要に応じてより素早く反応できるようになり、パフォーマンスの速度と正確性が向上する。ニューロフィードバックトレーニングの主な効果は、時間の経過とともに現れてくる。つまり、神経ネットワークの絶え間ない適応により、神経ネットワークが再構築されていく。上述のように、これらの神経的变化は、従来のトレーニングに伴う自然な変化と似たものであるが、より高い強度で行われ、怪我や疲労のリスクがない点が特徴である。

【0048】

各トレーニングセッションの終了時に、様々なパフォーマンス測定値が合計され、ユーザーに提示される。すなわち、ユーザーの強み及び弱み、時間経過に伴うユーザーのパフォーマンスの変化、ならびにユーザーの好むフィールド又はゴール設定が提示される。

【0049】

プレイヤーはまた、異なるセッションにおける自身のパフォーマンスの観察、ゲームにおける自身のパフォーマンスの確認、及びそれらとフィールドにおける自身のパフォーマンスとの比較を行うことができる。

【0050】

本発明は、データに基づく長期的な効果を提供するという点で、従来とは異なる。脳のパフォーマンスは、外部刺激の使用によってではなく、学習／トレーニングによって強化される。重要な点として、外部刺激の効果がごく短時間に限定されるのに対して、ここではどのようなタイプの学習／トレーニングも、長期間持続する効果を有することが挙げられる。本発明のシステムが提供するフィードバックは、テストされた被訓練者の現在の脳の状態に関するものである。このようなフィードバックにより、被訓練者は、これらの特定の脳領域の活性化レベルを自分の意思で制御する方法を学習することができる。これらの変化は、あらゆる学習プロセスと同じように脳に保存される。

【0051】

本発明のシステムは、一次運動野等の運動に関連する特定の脳領域の活性化に関する脳波信号を記録するように構成されている。このため、最適なデータを確実に収集できるよう、高品質のEEGハードウェアが使用される。このような固有なデータをユーザーから収集し、オンライン及びオフラインで分析することで、ユーザーのパフォーマンスを向上させるための、非常に個別化されたトレーニング環境が作り出される。

【0052】

全体として、本発明のシステムは、スポーツ及びトレーニングのためのブレインコンピュータインターフェース(BCI: Brain-Computer Interface)として機能し、(1) 脳信号記録装置、(2) リアルタイム信号解析ソフトウェア、(3) ユーザーのフロントエンド(ゲーム形式のトレーニング環境)を備える。そのデータについては、「仕事上の脳」(Parasuraman and Rizzo, 2008)に記載されている。

【0053】

図1は、スポーツ活動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムの概略図を示す。符号10は、被訓練者を示す。システム100は、処理部40のための指示を記憶するメモリ部50を備える。処理部は、被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置20に接続され、被訓練者の頭部表面で生成される脳波信号を検出可能で

10

20

30

40

50

ある。被訓練者 10 は、ディスプレイ 30 に示された視覚刺激に対して、所定のスポーツ活動 15 を行うところを想像するよう指示される。被訓練者 10 への視覚刺激の表示は、脳波センサー装置 20 における脳波信号の測定と同時にされる。メモリ部 50 に記憶された指示に従って、処理部は、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（詳細は後述する）。次いで、上記の集中度、運動制御、覚醒度、及びスポーツ準備度のうち少なくとも 1 つを特徴付けるフィードバックメッセージが、被訓練者 10 に与えられる。本発明には、静的アバター、動적アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターンの形態によるフィードバックが含まれる。

【0054】

図 2 a を参照すると、例示的な脳波キャップは、様々なサイズの伸縮性のある合成繊維で作られている。上記キャップは、関連する脳領域の真上にセンサーを保持する。標準 EEG キャップは、「10-20 システム」として知られている。「国際 10-20 システム」は、頭皮電極の位置を表す方法として認知されている。標準テストシステムにより、被験者の研究結果（臨床又は研究）を、科学的方法を用いて、確実に集計、再現、及び効果的に分析及び比較することができる。このシステムは、電極の位置と、その下にある領域、特に大脳皮質との関係に基づいている。

【0055】

図 2 b を参照すると、脳波センサー装置において、各 EEG センサーは、その下にある電界を記録する。ニューロンは、電荷の変化によって互いに情報を伝達する。その結果、周囲の電場に差が生じる。この変化を分析することで、脳の機能を読み取ることができる。脳波センサー装置は、以下のように装着可能なセンサーを備える。

- (1) 前頭葉の正中線上に位置する前頭領域電極、
- (2) 頭頂葉の正中線上に位置する頭頂領域電極、
- (3-5) 運動皮質に取り付けられる運動感覚野電極。

【0056】

また、信号の収集には、グラウンドセンサー及びリファレンスセンサーが用いられる。

【0057】

センサーの下側の面は、必要に応じて、測定前に洗浄し、導電性ゲルを介して皮膚表面と電氣的に接触させることで、信号対ノイズ比を最大化することが望ましい。

【0058】

図 2 c を参照すると、センサーは、電気信号の大きさを増幅するアンプに接続されている。アンプは、コードを用いてキャップに取り付けられている。これにより、増幅された脳波信号は、USB コネクタで接続されたコンピュータ、スマートフォン、又はタブレットに無線接続で送信される。市販の脳波信号増幅器のほとんどが本発明で使用可能である

【0059】

EEG データは、処理部にストリーミングされ、予め設定されたセンサーモニタージュに従ってソフトウェアで構造化される。図 2 d を参照すると、次のステップでノイズ除去機能が適用される。例えば、電気ネットワークの静電気障害を除去する（ノッチフィルタ）。このソフトウェアにより、ユーザーは、各センサーの接続レベルを調べることができ、インピーダンスが高すぎる場合にゲルを追加したり、センサーの誤作動を検出したりすることができる。

【0060】

EEG データは、LSL プロトコル (Lab Streaming Layer) を使用してストリーミングされ、データ分析コードによって取得される。

【0061】

図 3 は、スポーツ活動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法 200 を示す。方法 200 では、まず、上述したスポーツ活動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム 100 (図 1) を準備する (ステップ 210)。被訓練者に対して、視覚刺激の表示に応じて予め定められたスポーツ活動を実行するところを想像するよう指示した後 (ステップ 220)、脳波センサー装置における脳波信

号の測定と同時に、テストする被訓練者に対して、上述の視覚刺激を表示する（ステップ230）。得られた脳波信号を処理し、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（ステップ240）。算出した指標に基づいて、集中度、運動制御、覚醒度、及びスポーツ準備度の少なくとも1つを特徴付けるフィードバックメッセージを出力する（ステップ250）。必要に応じてステップ220～250を繰り返す。

【0062】

EEGデータは、LSLソケットを介して受信される。データ解析には、フィルタリングが含まれる。EEG生データは、時間ウィンドウごとに各サイクルでシフト（例えば、50%のシフトで500サンプル又は1,000サンプル）して分析される。解析の目的は、運動制御の成功に寄与している脳機能の特徴を抽出することである。

10

【0063】

運動皮質における人の集中度及び活動レベルは、特定の周波数帯域のパワーの変動から推測することができる。これらは、少なくとも5つの頭皮電極で検出される。

【0064】

「集中度」（又は脳の関与）指標の算出は、以下のアルゴリズムに従って行われる。生データは、まず、頭頂部（アルファ）と前頭部（ベータとシータ）に取り付けられたセンサーからのデータを、周波数範囲[アルファ：8～11Hz、ベータ：16～22Hz、シータ4～7Hz]の半値周波数でIIRフィルターによりフィルター処理される。各周波数帯域（アルファ、ベータ、及びシータ）のパワーを、「帯域パワー」法を使用して、対応するフィルタリング後のデータから算出する。各サイクルの集中指標は、ベータ、シータ、及びアルファのパワーの比率である。

20

【0065】

閾値－精度：各セッションの開始時に、システムは、各被訓練者の特徴としてのベースラインを決定する。被訓練者は、指示されたシミュレーションの前で数分間（デフォルトでは2分間）静止して座り、開眼時ベースラインを作成する。システムは、ベースラインの収集中に指標を収集し、被訓練者用の閾値を設定するのに使用される。このように、ユーザーごとにカスタマイズされた境界値が設定される。その値を超えると、システムは、ユーザーの集中度が高いと判断し、ユーザーに対して肯定的なフィードバックを与えることができる。

【0066】

本発明の一実施形態によれば、上述の閾値は、下限値と、難易度及び上限値と下限値の差の積の合計として設定することができる。

30

【0067】

上限値は、指標の平均である。下限値は、指標の平均から2つの標準偏差を引いた値であり、難易度は、チャレンジレベルをユーザーの能力に合わせて調整するためにユーザーによって設定される値である。

【0068】

ゲーム内フィードバックを用いたトレーニング：ゲーム中、指標が連続的に算出され、バックエンドモジュールを介して、被訓練者の閾値ベースラインと比較される。仮に、集中指標の現在値が、設定された閾値を超えた場合、モジュールは、シミュレーションゲームに対して、正のユーザーフィードバックを付与するためのメッセージを送信する。一例として、サッカーの場合、キックのターゲットを示す円が縮小し、ユーザーがそれに気づくことで、より正確なシュットを行うことができるようになる。現在の試行で、ユーザーが閾値を複数回超えた場合（例えば、サッカーの場合、8秒以内に少なくとも5回）、断続的なフィードバックが与えられる（サッカーの場合、ボールが目標へ正確に蹴られる）。

40

【0069】

運動制御指標の算出のアルゴリズムは、以下の通りである。まず、生データは、運動皮質の上にあるC3、Cz、C4等の運動感覚領域センサーの周波数範囲[Mu：12Hz～15Hz]の半値周波数でIIRフィルターによりフィルター処理される。帯域パワー

50

関数により、Mu 周波数帯域のパワー及びこれらのチャンネルからフィルタリングされたデータが算出される。C 3 及び C 4 等の運動感覚領域センサーからの指標は、その後、動作に先行する動作である現在の Mu 非同期化を評価するために使用される。

【0070】

閾値－キック力：C 3 及び C 4 電極等の運動感覚領域からの開眼時ベースラインデータの取得中に算出された全ての Mu パワー指標が、特定のユーザーの Mu リズムの被訓練者パターンの評価に使用される。

【0071】

例えば、位置 C 3 及び C 4（右側の手足を制御する左側の運動皮質の上又はその逆）の平均 Mu パワーが、運動脳活動閾値として用いられる。

【0072】

ゲーム中のフィードバックに基づくトレーニング：ゲーム中、現在の Mu パワーと、開眼時ベースラインで収集されたデータの平均値とが、常時比較される。具体的には、フィードバックは、瞬間的な Mu パワーと、ベースラインにおける難易度レベル及び MU の STD の積の合計が、基準時における平均 MU よりも小さい場合に、正であると定義される。

【0073】

「Mu power」は、瞬間的な Mu 値を表す。難易度は、ユーザーの能力に合わせてチャレンジレベルを調整するためにユーザーによって設定される値である。ベースラインにおける Mu の STD は、開眼時ベースラインにおいて収集されたすべての Mu 指標の標準偏差である。仮に、現在の Mu パワーに標準偏差の一部を加えたものが、ベースラインにおける平均 Mu よりも低いとすると、運動皮質の活性化があるため、正のフィードバックが与えられる。

【0074】

サッカーのトレーニングでは、円形バーが徐々に満たされていき、色が赤から緑に（黄色、オレンジを経て）変化していく。バーが満たされることにより、これらの領域をよりよく活性化させる神経動作について、どのように行うべきかがユーザーに示される。このバーをユーザーが 1 回の試行で「満たす」ことができた場合、キックのパワーは得点を得るのに十分な強さである。同様の基準が、バスケットボール、ホッケー、ゴルフ、アメリカンフットボール、その他のスポーツゲームにおけるクイックリアクション及びシューティングの精度を要するトレーニング及びスカウティングにも適用される。また、身体的活力及び注意力を働かせる能力の測定は、走り幅跳び、走り高跳び、やり投げ、ハンマー投げ、円盤投げなど、さまざまな競技のトレーニング過程においても重要となる。

【0075】

ユーザーによって両方のフィードバック（運動制御及び集中）が同時かつ十分に制御された場合にのみ、アバター（画面上のサッカー選手）は、ゴールを決めることができる。

【0076】

覚醒（睡眠）指標の演算アルゴリズムは以下の通りである。中央頭頂センサー（例えば、Pz）におけるアルファ波帯域のパワーは、閉眼時ベースライン（数分（デフォルトでは 2 分）、開眼時ベースラインの直後）で収集され、アルファパワーの開眼時ベースラインと比較される。この位置におけるアルファパワーは、ユーザーの覚醒レベルに関連することが知られている。通常、高いアルファパワーは、疲労と関連付けられる。

【0077】

閾値－睡眠検出：開眼時及び閉眼時両方のベースラインデータの移動平均を算出し、比較する。まず、1 つの時間ウィンドウで平均化を行い、次いで、閉眼時の移動平均が、開眼時の α 値よりも少なくとも 2 標準偏差高くなるまで、間隔を広げていく。この条件を満たす最小の時間間隔の移動平均を、「睡眠検出」用の閾値として設定する。

【0078】

フィードバック：ゲーム中、中央頭頂センサーにおける現在のアルファパワーが常時、閾値と比較される。閾値を超えると、警告が与えられる（サッカーの場合、カウントダウ

10

20

30

40

50

ンの数字が赤くなる)。試行中に複数回の睡眠インデックスが検出された場合、その試行は失格となる(サッカーでは、プレイヤーが足でボールを外したり、芝生の上で気絶したりする。そして、「目を覚ませ!」という音声メッセージが流れる)。

【0079】

前述のように、サッカーは第1の例であるが、同じことがその他の競技及びトレーニング環境にもあてはまる。

【0080】

この分野のアーリーアダプターからのデータを使用した、クラスタリングアルゴリズム、SVM分類器、及び人工ニューラルネットワークなどの高度なMLツールを使用することにより、ユーザー固有性が高く、EEGノイズに強く、豊富なデータ駆動型の洞察をユーザーに提供する強力なパターン検出メカニズムを作成することができる。

10

【0081】

本発明のシステムの最後の要素は、ユーザーのためのトレーニング環境である。インターフェースは、ユーザーの脳活動をリアルタイムで表示する。これは、ニューロフィードバック学習プロセスにおいて不可欠なものであり、EEGを用いて取得された脳データから始まるループを閉じるものである。本発明者らは、アスリートがパフォーマンスを向上させるための重要な脳機能をトレーニングできるように製品を設計した。ここまで、本発明のシステムが監視する基本的な脳内処理、すなわち、高い集中レベルにおける運動のイメージについて説明した。これらの脳内処理は、異なる種類のスポーツにおいて共通するものである。しかしながら、今日の研究において、この種の神経トレーニングのためのフィードバック環境は、その効率が適切な学習環境によって大きく向上することが示されている。したがって、各スポーツの種類ごとに、各々の仮想環境を構築する必要がある。その目的は、人々が慣れ親しんだ環境でトレーニングを行えるようにし、ひいては学習内容を効率的に「現実世界」のスポーツ競技などに反映できるようにすることである。

20

【0082】

本発明のインターフェースセグメントは、ハイコンテキストなコンピュータゲーム形式の環境である。例えば、本発明の第1の環境は、サッカーのトレーナーであり、第1のタスクは、ゴールへのフリーキックである。

【0083】

図4a~図4iは、テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。具体的には、被訓練者は、静止して座ってモニターに集中し、画面に設定されたターゲットに向かってボールを蹴っているところを想像するよう指示される。各試行において、システムはプレイヤーに8秒を与える。実際の「キック」と想像上の「キック」の神経活動は非常に類似している。この動作に関連する特定の脳領域において、特定の帯域における強い活性化を本システムが検出すると、キックパワーの指標が増加する(下図)。この神経の活性化と画面に示されたシンボルとの相関により、ユーザーは、キックの際、自身の脚を制御するために最も重要な、上述のような神経ネットワークの活動を直感的に制御することができる。

30

【0084】

練習の積み重ねにより、ユーザーはこれらの脳領域の制御方法について学習するが、同時に、それらの「つながり」についても変化を引き起こす。脳は絶え間なく変化する器官であり、ニューロンの結合は変化し、ニューロンのネットワークは常に活性化されることで作られたり強化されたりする。このような変化が、学習の構成要素であり、トレーニング及び反復による上達をもたらす。

40

【0085】

プレイヤーがボールを蹴る動作を想像すると、被訓練者は、この活動に関する連続的なフィードバックを受ける。円形バーの変化(8はまだ空の状態、0はフルパワーの状態)及び色は、高い活性化を示し、円の中央の数字は、ユーザーにキックのタイミングを知らせるカウントダウンを示す。ユーザーが十分なパワーに到達した場合にのみ、アバターはゴールを決めることができる。

50

【0086】

本ブレイントレーナーを用いた反復トレーニングによるネットワークの活性化は、従来の練習における多くの問題を回避しつつ、実際のフィールド活動と同等の活動を引き起こすことができる。

【0087】

図5a～図5dは、本発明の他の実施形態を示す。このゲームにおいて、被訓練者は、キックの正確性を制御することができる。キックの精度は、プレイヤーの関与レベル及び集中レベルによって制御される。システムがユーザーの集中を認識すると、ターゲットを囲む円が徐々にターゲットにロックオンされる。白い円がターゲットにロックオンされたときのみ、ボールがゴール枠に向けてシュートされる。

10

【0088】

このようにして、ユーザーは、これまでに感じ取ることができなかった2つの精神的なプロセスについて、連続的なフィードバックを得る。フィードバックの第2の形態は、「断続的フィードバック」と呼ばれるもので、両方の入力を十分なレベルまでコントロールできた場合、8秒秒後に蹴られるキックは成功し、得点となる。一方の条件しか満たされなかった場合は、失敗となる。この試行（1キック）の間に、プレイヤーが十分な集中レベルに達することができなかった場合、ボールを正確に蹴ることができない。ユーザーが運動イメージの試行によって十分なパワーを得ることができなかった場合、キックは弱くなり、ゴールキーパーに止められる。

【0089】

時間をかけて訓練することにより、大多数のユーザーは、自分の意志でこれらの神経プロセスを調整する方法を学び、プレイヤーのパフォーマンスに関連する神経ネットワークに重要な変化が生じる。

20

【0090】

プレイヤーが十分なパワーと精度に達すると、アバターはゴールを決める。ゴールを決めることは、本来、サッカー選手にとって非常にやりがいのあることである。脳では、報酬につながる神経活動は、より強い結合をもたらし、この活動に関連するリソースが増加するという一般的な「ルール」がある。このような変化によって、プレイヤーの動作のスピードと正確さが増し、競争上有利になる。

【0091】

セッションの終了時に、ユーザーは、自分のパフォーマンスを観察し、プレイの進行における集中力や脳の運動野を活性化する能力の変化を確認することができる。

30

【0092】

インターフェースを介して、コーチは、例えば、反復回数、位置、使用する脚等のトレーニングセッションを組み立てることができる。その後、選手及びコーチは、セッションの終了時に提示される特別に設計されたインターフェースを使用して、最近のセッションでプレイヤーが達成したパフォーマンスを観察したり、過去のセッションと比較したり、その他の重要な分析を行ったりすることができる。ここで、トレーニングの結果に基づいた統計値が示される。これにより、ユーザー、コーチ、又は監督者は、被訓練者の脳データを使用して、選手の能力と上達の全体像を把握することができる。

40

【0093】

本発明の目的は、さまざまなスポーツ、回復方法、およびトレーニングのための一連のニューロ・インターフェイス・アプリケーションを開発するための基盤を作ることであり、これによってユーザーは運動能力を向上させることができる。これらの製品は、ユーザーの各ターゲットグループのニーズを考慮して設計される。本発明の手順は、バスケットボール、アメリカンフットボール、ホッケー、レース、ゴルフ、テニス、その他のスポーツ、およびリハビリテーションプロセスに適用可能である。

【0094】

<外科医のテスト及びトレーニング>

外科医は、高度な器具を長時間使用し、多くの場合、時間的なプレッシャーの中で、看

50

護師や麻酔科医とコミュニケーションをとり、モニターの複雑なインターフェースを操作する。外科医は、長時間の訓練によって身につけた技術的スキルを有している。また、非技術的スキルも駆使する（Yuleら、2008）。これには、状況認識（情報の収集と理解、将来の状態の予測）やタスク管理（変化への対応）などが含まれる。計画的行動とは、例えば、腹腔鏡下手術を開腹手術に変更するかどうかを決めることである。主要な作業（縫合など）が通常とは異なる困難を伴う場合、重要なアラームの検知がうまくいかなかったり（Frederic Dehaïsら、2014）、適切なプランニングが損なわれたりする可能性がある。カメラアングルの補正（Klein、Riley、Warm、& Matthews、2005）や、内視鏡の光軸とモニター上の器具の配置の不一致（Patil、Hanna、& Cuschieri、2004）など、ほぼ自動化された精神的プロセスでさえ、全体として外科医の機能からリソースを奪っている可能性がある。トレーニングや新しい器具の設計による精神的作業負荷の変化は、効率だけでなく、患者の治療結果にも広範な影響を及ぼします。行動学のおよび生理学的測定は、外科医の作業負荷をモニタリングする上で役立つ。外科医の作業負荷を測定する際には、単一の方法よりもハイブリッドまたはマルチモーダルなアプローチが望ましい。これらの方法は、複数の視点からオペレーターの機能を明らかにするために、より多くの情報を提供できるためである。異なる測定方法にはそれぞれ異なる強みと弱点があり、互いの欠点を補完することが可能である。さらに、ハードウェアの小型化が進みセンサー設計が改善されるにつれて、追加のモダリティを導入する際のコストや労力が減少している（Gramannら、2011）。Yurkoら（2010）は、NASA-TLXを利用して、初心者訓練生の腹腔鏡下手術のパフォーマンスを分析し、シミュレータで習得したスキルの手術室（OR）への移行の程度を説明した。このようなシステムや方法は、外科医やそのトレーナー、教育者に、最適なトレーニングプロトコル組み立てるための関連情報を提供することができる（例えば、外科医がどのくらい高い集中力を維持できるか、日／週／月の間にそれがどのように周期的に変化するか、など）。さらに、外科医の脳の状態に関するさまざまな特性（集中力、運動皮質能力など）に関する情報は、外科インストラクターや外科ディレクターが研修医の状態を判断したり、この非常に特殊な手先の器用さが要求される厳しい職業に挑む候補者の適性をテストしたりするのに役立つ可能性がある。

10

20

30

40

50

【0095】

本発明のシステム及び方法は、適宜適用することにより、最適なトレーニングプロトコル組み立てるための関連情報（例えば、外科医が高い集中力をどのくらいの時間維持できるか、日／週／月単位の高集中状態の周期的な変化等）を外科医及び歯科医に提供することができる。外科医のさまざまな特性（集中力、運動皮質能力など）に関する脳の状態の情報は、外科教育者、検査技師、監督者が、研修生外科医や手術室（OR）職員、手術チームの条件、専門家としての適性、評価を決定する際に役立つ。

【0096】

スポーツの場合と同様、外科医や歯科医が使用するほとんどすべての種類の動作（脊髄反射を除く）の前に、心は運動計画（どの筋肉を、どの順番で、どの強さで収縮させるか）を立てる。この運動計画によって、実際の動作が医師の最終的な目標にどれだけ役立つかが決まる。

【0097】

本発明の解決策の使用は、外科PI医に対して、以下のような効果を奏する。（1）パフォーマンスの向上、（2）新たな個人KPI（Key Performance Indicators）に対する独自のアプローチ。

【0098】

外科医のためのKPIは、患者と医療提供者の両方の満足度を同様に高めるために、外科医のプロセスを観察、分析、最適化、および変換するために使用される、明確に定義されたパフォーマンス指標を含むことができる。これらの指標は、他の医療施設と自分たちのパフォーマンスを比較し、改善すべき領域を特定するために、医療施設によって一般的に使用されている。例えば、手術室のエラー率は、患者を治療する際に外科医が犯したミ

スの数を測定する。エラー率は、（治療エラー数／総治療数）＊１００で表すことができる。

【００９９】

本発明の実施の形態は、動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムを開示する。当該システムは、（a）被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置と、（b）被訓練者に対して表示された視覚刺激に対して、被訓練者から取得された脳波信号を受信及び解析するように構成されたプロセッサと、（c）メモリであって、プロセッサによって実行されるときに、（i）被訓練者に動作を実行するところを想像させる指示を行い、（ii）脳波センサー装置で脳波信号を測定し、（iii）以下の（１）～（３）から選択される少なくとも１つの特性を算出し、（１）集中度指標、（２）運動制御指標、（３）覚醒度指標、（iv）集中度、運動制御、覚醒度、及び動作準備度の少なくとも１つに基づいて、フィードバックパターンを被訓練者に提供し、（v）必要に応じて、ステップ（c）～（e）を繰り返す、ための指示を格納するメモリと、を備える。

10

20

30

40

【０１００】

本開示の手の動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム及び方法を実施することにより、構成的妥当性を実証することができる。本発明のシステムは、精神運動能力、視覚・空間能力、知覚能力を検査・訓練するために使用することができ、このような基本的能力に関して、手術におけるパフォーマンスに対する予測性能がすでに示されているような客観テストと関連づけるのに使用することができる。内視鏡手術における技能の適応、定着、発達における精神運動能力の機能的関与が実証されている（Gallagher AG, McClure N, McGuigan J, et al.）内視鏡技能の習得における支点効果の人間工学的分析。Endoscopy 1998；30：617－20。手術全体（内視鏡下副鼻腔手術）のための包括的な指標が開発され、耳鼻咽喉科の研修医にESS操作の要点を教示するためのロッキード・マーチン社によって開発されたES3に結実した（Rudman DT, Stredney D, Sessanna Dら機能的内視鏡副鼻腔手術のトレーニングシミュレータ、Laryngoscope 1998；108：1643－7、Edmond CV, Heskamp D, Sluis D,らENT内視鏡手術のトレーニングシミュレータ、In：Morgan KS, eds. 医療と仮想現実の融合、アムステルダム：IOS Press, 1997：518-28. 25 Wiet GJ, Yagel R, Stredney D,ら）機能的内視鏡副鼻腔手術の仮想シミュレーションに対する三次元的アプローチ（Stud Health Technol Inform 1997；39：167－79）。

【０１０１】

ES3は、主に以下の４つ構成要素から構成される。シミュレーションホストプラットフォームとして機能するシリコングラフィックス社製コンピュータ、バーチャル手術器具に関連する物理的器具ハンドルの必要な高速制御を行うハプティックシステムコントローラーPC、シミュレータを制御する音声コマンドに応答する仮想音声認識インストラクターPC、内視鏡の物理的レプリカ、機械的に連結された手術用ハンドツールハンドル、および外頭部解剖のマネキンを収容する電気機械プラットフォーム。

40

【０１０２】

腹腔鏡手術と機能面に対応した外科シミュレーションにより、エラーを減らし、また下記領域におけるパフォーマンスについてフィードバックを受ける。

１．シミュレーションとして、組織を把持し、一方のグリッパから他方のグリッパに移し替え、手から手への移し替えによって腸を通し、手術野からツールを取り外し、正確に再挿入し、３つのサブターゲットを焼灼し、３つの連続するサブターゲットを焼灼しながらターゲットボックス内の物体を維持する。

２．視覚空間能力：要因参照認知テストキットの中からカードの回転、立方体の比較、地図計画テストを使用して評価された。これらのテストは、物体の様々な空間的配置に対する被験者の理解力を評価する。

50

3. 知覚評価：PicSor (pictorial surface orientation) と呼ばれるテストによって測定が行われた。各項目はコンピュータのモニター上に描かれた、立方体又は球体の表面に触れている回転する矢印の先端部の画像である。被験者は、矢印と物体の表面とが接触する点において、矢印の軸が物体の表面に対して垂直になるまで（カーソルキーを使用して）矢印を動かす。これは、（仮想）画像空間における構造の方向を特定する画像的手掛かりを回復し、暗示された向きを比較する被験者の能力を比較的純粋にテストするものである。パフォーマンスの最も重要な指標は、理論的に正しい矢印の向きと被験者が選んだ設定との相関関係、及び適合した回帰直線の傾きである。

【0103】

本発明のシステム及び方法の結果及び予測は、内部妥当性および一貫性、ならびに本明細書に記載されたES3を用いて評価することができ、訓練中の外科医の認知能力および精神運動能力の他の基準測定値とリンクさせることができる。以下の指標に基づいてエラーのタイプを定量的に定義することができる。誤った操作であり、組織又は器具の許容範囲外のもの。器具操作は正しく行われたものの、順序がずれているものやその手術部位に対して不適切であるもの。非効率的な力の入れ具合又は使用方法、非効率的な操作又は一連の操作。パフォーマンスにける不適切な技術的ムラ。迷いや混乱を示す不適切な「止まっている時間」や「進行の悪さ」。ES3等の標準的なシステムと適切に組み合わせることにより、本システム及び方法は、客観的な比較に加えて、エラー認識および修正に関して、文脈に沿った正確な分析及びフィードバックを外科医学生に提供することができる。

【0104】

データベースはプロジェクトを統合する基本単位である。メトリクス・コンポーネントは、定量化可能な測定値を特定し、それがデータベースのフィールドとなる。本発明のシステムは、トレーニング中に測定値を取得し、自動化及び標準化されたフォーマットで、ウェブベースのものを含む、データベースに送信することができる。

【0105】

データは、訓練中の外科医の技術スキルに関する全体の評価結果について示すものでもよい。これらの統計値により、保存された他の認知的技能や対人的技能の測定値とともに評価を行うことで、全体の能力評価における一次的な指標を生成することもできる。本システムおよび方法は、再帰的かつ反復的なフィードバックサイクルでデータを提供して、外科医およびORチームの訓練および評価をサポートすることができる。さらに、多くのシミュレーション手技や外科医のグループを対象とした人口統計データ、トレーニング、パフォーマンスに基づく分析を支援し、資格認定、規制、政策策定の目的で、適切な外科評議会や学会、州および連邦機関に提出するための能力、スキル、トレーニングのパラメータを定義することができる。

【0106】

週に1度又は数回の短いトレーニングセッションによって、研修医又は有資格の外科医はまず、自身の動きを制御する特定の脳パターン強化する方法を学習する。この場合、脳ネットワークの準備度は、必要に応じてより素早く反応できるようになり、パフォーマンスの速度と正確性が向上する。ニューロフィードバックトレーニングの主な効果は、時間の経過とともに現れてくる。つまり、神経ネットワークの絶え間ない適応により、神経ネットワークが再構築されていく。上述のように、これらの神経的变化は、従来のトレーニングに伴う自然な変化と似たものであるが、より高い強度で行われ、怪我や疲労のリスクがない点が特徴である。

【0107】

各トレーニングセッションの終了時に、様々なパフォーマンス測定値が合計され、ユーザーに提示される。すなわち、ユーザーの強み及び弱み、時間経過に伴うユーザーのパフォーマンスの変化、ならびにユーザーの好むフィールド又はゴール設定が提示される。

【0108】

プレイヤーはまた、異なるセッションにおける自身のパフォーマンスの観察、ゲームに

10

20

30

40

50

における自身のパフォーマンスの確認、及びそれらとフィールドにおける自身のパフォーマンスとの比較を行うことができる。

【0109】

本発明は、データに基づく長期的な効果を提供するという点で、従来とは異なる。脳のパフォーマンスは、外部刺激の使用によってではなく、学習／トレーニングによって強化される。強調すべき点は、外部刺激の効果がごく短時間に限定されるのに対して、ここではどのようなタイプの学習／トレーニングも、長期間持続する効果を有することが挙げられる。本発明のシステムが提供するフィードバックは、テストされた被訓練者の現在の脳の状態に関するものである。このようなフィードバックにより、被訓練者は、これらの特定の脳領域の活性化レベルを自分の意思で制御する方法を学習することができる。これらの変化は、あらゆる学習プロセスと同じように脳に保存される。

10

【0110】

本発明のシステムは、一次運動野等の運動に関連する特定の脳領域の活性化に関する脳波信号を記録するように構成されている。このため、最適なデータを確実に収集できるよう、高品質のEEGハードウェアが使用される。このような固有なデータをユーザーから収集し、オンライン及びオフラインで分析することで、ユーザーのパフォーマンスを向上させるための、非常に個別化されたトレーニング環境が作り出される。

【0111】

全体として、本発明のシステムは、手術のトレーニングのためのブレインコンピュータインターフェース（BCI：Brain-Computer Interface）として機能し、（１）脳信号記録装置、（２）リアルタイム信号解析ソフトウェア、及び（３）ユーザーのフロントエンド（ORの形態のトレーニング環境）を備える。

20

【0112】

図１は、手術及び操作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムの概略図を示す。図１において、符号１０は、テストを受ける被訓練者を示す。システム１００は、処理部４０のための指示を記憶するメモリ部５０を備える。処理部は、被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置２０に接続され、被訓練者の頭部表面で生成される脳波信号を検出可能である。被訓練者１０は、ディスプレイ３０に示された視覚刺激に対して、所定の手術１５を行うところを想像するよう指示される。被訓練者１０への視覚刺激の表示は、脳波センサー装置２０における脳波信号の測定と同時に行われる。メモリ部５０に記憶された指示に従って、処理部は、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（詳細は後述する）。次いで、上記の集中度、運動制御、覚醒度、及びスポーツ準備度のうち少なくとも１つを特徴付けるフィードバックメッセージが、被訓練者１０に与えられる。本発明には、静的アバター、動적アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターンの形態によるフィードバックが含まれる。

30

【0113】

図２aを参照すると、例示的な脳波キャップは、様々なサイズの伸縮性のある合成繊維で作られている。上記キャップは、関連する脳領域の真上にセンサーを保持する。標準EEGキャップは、「１０－２０システム」として知られている。「国際１０－２０システム」は、頭皮電極の位置を表す方法として認知されている。この標準テストシステムにより、被験者の研究結果（臨床又は研究）を、科学的方法を用いて、確実に集計、再現、及び効果的に分析及び比較することができる。このシステムは、電極の位置と、その下にある領域、特に大脳皮質との関係に基づいている。

40

【0114】

図２bを参照すると、脳波センサー装置において、各EEGセンサーは、その下にある電界を記録する。ニューロンは、電荷の変化によって互いに情報を伝達する。その結果、周囲の電場に差が生じる。この変化を分析することで、脳の機能を読み取ることができる。脳波センサー装置は、以下のように装着可能なセンサーを備える。

（１）前頭葉の正中線上に位置する前頭領域電極、

（２）頭頂葉の正中線上に位置する頭頂領域電極、

50

(3-5) 運動皮質に取り付けられる運動感覚野電極。

【0115】

また、信号の収集には、グラウンドセンサー及びリファレンスセンサーが用いられる。センサーの下側の面は、必要に応じて、測定前に洗浄し、導電性ゲルを介して皮膚表面と電氣的に接触させることで、信号対ノイズ比を最大化することが望ましい。

【0116】

図2cを参照すると、センサーは、電気信号の大きさを増幅するアンプに接続されている。アンプは、コードを用いてキャップに取り付けられている。これにより、増幅された脳波信号は、USBコネクタで接続されたコンピュータ、スマートフォン、又はタブレットに無線接続で送信される。市販の脳波信号増幅器のほとんどが本発明で使用可能である。

10

【0117】

EEGデータは、処理部にストリーミングされ、予め設定されたセンサーモジュールに従ってソフトウェアで構造化される。図2dを参照すると、次のステップでノイズ除去機能が適用される。例えば、電気ネットワークの静電気障害を除去する（ノッチフィルタ）。このソフトウェアにより、ユーザーは、各センサーの接続レベルを調べることができ、インピーダンスが高すぎる場合にゲルを追加したり、センサーの誤作動を検出したりすることができる。

【0118】

EEGデータは、LSLプロトコル（Lab Streaming Layer）を使用してストリーミングされ、データ分析コードによって取得される。

20

【0119】

図3は、手術を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法200を示す。方法200では、まず、上述した手術を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム100（図1）を準備する（ステップ210）。視覚刺激の表示に対して、訓練者に、予め定められた手術を実行するところを想像するよう指示した後（ステップ220）、テストする被訓練者に対して上述の視覚刺激を表示すると同時に、脳波センサー装置において脳波信号を測定する（ステップ230）得られた脳波信号を処理し、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（ステップ240）。算出した指標に基づいて、集中度、運動制御、覚醒度、及び手術準備度の少なくとも1つを特徴付けるフィードバックメッセージを出力する（ステップ250）。必要に応じてステップ220～250を繰り返す。

30

【0120】

EEGデータは、LSLソケットを介して受信される。データ解析には、フィルタリングが含まれる。EEG生データは、時間ウィンドウごとに各サイクルでシフト（例えば、50%のシフトで500サンプル又は1,000サンプル）して分析される。解析の目的は、運動制御の成功に寄与している脳機能の特徴を抽出することである。

【0121】

運動皮質における人の集中度及び活動レベルは、特定の周波数帯域のパワーの変動から推測することができる。このシステムでは、これらは、少なくとも5つの頭皮電極で検出される。

40

【0122】

「集中度」（又は脳の関与）指標の算出は、以下のアルゴリズムに従って行われる。生データは、まず、頭頂部（アルファ）と前頭部（ベータとシータ）に取り付けられたセンサーからのデータを、周波数範囲〔アルファ：8～11Hz、ベータ：16～22Hz、シータ4～7Hz〕の半値周波数でIIRフィルターによりフィルター処理される。各周波数帯域（アルファ、ベータ、及びシータ）のパワーを、「帯域パワー」法を使用して、対応するフィルタリング後のデータから算出する。各サイクルの集中指標は、ベータ、シータ、及びアルファのパワーの比率である。

【0123】

50

閾値－精度：各セッションの開始時に、システムは、各被訓練者の特徴としてのベースラインを決定する。被訓練者は、指示された外科活動又はORシミュレーションの前で数分間（デフォルトでは2分間）静止して座り、開眼時ベースラインを作成する。システムは、ベースラインの収集中に指標を収集し、被訓練者用の閾値を設定するのに使用される。このように、ユーザーごとにカスタマイズされた境界値が設定される。その値を超えると、システムは、ユーザーの集中度が高いと判断し、ユーザーに対して肯定的なフィードバックを与えることができる。

【0124】

本発明の一実施形態によれば、上述の閾値は、下限値と、難易度及び上限値と下限値の差の積の合計として設定することができる。

【0125】

上限値は、指標の平均である。下限値は、指標の平均から2つの標準偏差を引いた値であり、難易度は、ユーザーの能力に合わせてチャレンジレベルを調整するためにユーザーによって設定される値である。

【0126】

手術又は操作のフィードバックを用いたトレーニング：手術又は処置の間、指標が連続的に算出され、バックエンドモジュールを介して、被訓練者の閾値ベースラインと比較される。仮に、集中指標の現在値が、設定された閾値を超えた場合、モジュールは、シミュレーションゲームに対して、正のユーザーフィードバックを付与するためのメッセージを送信する。例えば、縫合、切開、又は除去の処置において、縫合、切開、又は除去の処置の対象を示す円が縮小し、ユーザーがそれに気づくことで、手術がより正確になっていく。現在の試行で、ユーザーが閾値を複数回超えた場合（例えば、手術において所定の数秒以内に所定回数の縫合を行った場合）、断続的なフィードバック（良好であった縫合手順）を与える。

【0127】

運動制御指標の算出のアルゴリズムは、以下の通りである。まず、生データは、運動皮質の上にあるC3、Cz、C4等の運動感覚領域センサーの周波数範囲[Mu: 12Hz ~ 15Hz]の半値周波数でIIRフィルターによりフィルター処理される。帯域パワー関数により、Mu周波数帯域のパワー及びこれらのチャンネルからフィルタリングされたデータが算出される。C3及びC4等の運動感覚領域センサーからの指標は、その後、動作に先行する動作である現在のMu非同期化を評価するために使用される。

【0128】

閾値－手術用の手動器具にかかる力：C3及びC4電極等の運動感覚領域からの開眼時ベースラインデータの取得中に算出された全てのMuパワー指標が、特定のユーザーのMuリズムの被訓練者パターンの評価に使用される。

【0129】

例えば、位置C3及びC4（右側の手足を制御する左側の運動皮質の上又はその逆）の平均Muパワーが、運動脳活動閾値として用いられる。

【0130】

動作又は処置のフィードバックに基づくトレーニング：動作又は処置の間、現在のMuパワーと、開眼時ベースラインにおいて収集されたデータの平均値とを常時比較する。具体的には、フィードバックは、瞬間的なMuパワーと、ベースラインにおける難易度レベル及びMUのSTDの積の合計が、基準時における平均MUよりも小さい場合に、正であると定義される。

【0131】

「Mu power」は、瞬間的なMu値を表す。難易度は、ユーザーの能力に合わせてチャレンジレベルを調整するためにユーザーによって設定される値である。ベースラインにおけるMuのSTDは、開眼時ベースラインにおいて収集されたすべてのMu指標の標準偏差である。仮に、現在のMuパワーに標準偏差の一部を加えたものが、ベースラインにおける平均Muよりも低いとすると、運動皮質の活性化があるため、正のフィードバ

10

20

30

40

50

ックが与えられる。

【0132】

手術のトレーニングでは、円形バーが徐々に満たされていき、色が赤から緑に（黄色、オレンジを経て）変化していく。バーが満たされることにより、これらの領域をよりよく活性化させる神経動作について、どのように行うべきかがユーザーに示される。このバーをユーザーが1回の試行で「満たす」ことができた場合、手術用の手動器具にかかる力は、所定の手の動作を遂行するのに十分な強さである。同様の基準が、迅速かつ確実な精度を要するあらゆる手術における選択及びトレーニングに適用される。また、身体的活力及び注意力を働かせる能力は、一般外科、整形外科、心臓外科、胸部外科、脳神経外科、眼科手術、歯科手術、獣医外科、及び他の種類の手術のトレーニング過程においても重要となる。

10

【0133】

ユーザーによって両方のフィードバック（運動制御及び集中）が同時かつ十分に制御された場合にのみ、アバター（画面上の外科医）は手続きを遂行する。

【0134】

覚醒（睡眠）指標の演算アルゴリズムは以下の通りである。中央頭頂センサー（例えば、Pz）におけるアルファ波帯域のパワーは、閉眼時ベースライン（数分（デフォルトでは2分）、開眼時ベースラインの直後）で収集され、アルファパワーの開眼時ベースラインと比較される。この位置におけるアルファパワーは、ユーザーの覚醒レベルに関連することが知られている。通常、高いアルファパワーは、疲労と関連付けられる。

20

【0135】

閾値－睡眠検出：開眼時及び閉眼時両方のベースラインデータの移動平均を算出し、比較する。まず、1つの時間ウィンドウで平均化を行い、次いで、閉眼時の移動平均が、開眼時の α 値よりも少なくとも2標準偏差高くなるまで、間隔を広げていく。この条件を満たす最小の時間間隔の移動平均を、「睡眠検出」用の閾値として設定する。

【0136】

フィードバック：手術中、中央頭頂センサーにおける現在のアルファパワーが常時、閾値と比較される。閾値を超えると、警告が与えられる（手術の場合、カウントダウンの数字が赤になることがある）。試行中に複数回の睡眠インデックスが検出された場合、その試行は失格となる（手術の場合、外科医がミスをし、画面上の手順が不完全であると、警告が与えられ、「目を覚ませ！」という音声メッセージが流れる）。

30

【0137】

この分野のアーリーアダプターからのデータを使用した、クラスタリングアルゴリズム、SVM分類器、及び人工ニューラルネットワークなどの高度なMLツールを使用することにより、ユーザー固有性が高く、EEGノイズに強く、豊富なデータ駆動型の洞察をユーザーに提供する強力なパターン検出メカニズムを作成することができる。

【0138】

本発明のシステムの最後の要素は、ユーザーのためのトレーニング環境である。インターフェースは、ユーザーの脳活動をリアルタイムで表示する。これは、ニューロフィードバック学習プロセスにおいて不可欠なものであり、EEGを用いて取得された脳データから始まるループを閉じるものである。本発明者らは、医学生及び外科医が、自身のパフォーマンスを向上させるための重要な脳機能をトレーニングできるように製品を設計した。ここまで、本発明のシステムが監視する基本的な脳内処理、すなわち、高い集中レベルにおける運動のイメージについて説明した。これらの脳内処理は、異なる種類の手術において共通するものである。しかしながら、今日の研究において、この種の神経トレーニングのためのフィードバック環境は、その効率が適切な学習環境によって大きく向上することが示されている。したがって、手術の種類ごとに、各々の仮想環境が構築される。その目的は、人々が慣れ親しんだ環境でトレーニングを行えるようにし、ひいては学習内容を効率的に「現実世界」のORでの手術に反映できるようにすることである。

40

【0139】

50

本発明のインターフェースセグメントは、ハイコンテクストに設計されたコンピュータゲーム形式の手術環境である。例えば、本発明の第1の環境は、腸内の成長を切除し、腸を安全かつ効果的に縫合する腸内手術である。

【0140】

図4a～図4iは、テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。具体的には、外科医は、静止して座ってモニターに集中し、画面上の目的とする腫瘍を切除するところを想像するよう指示される。各試行において、システムは、外科医に、行動を遂行するための所定の数秒を与える。実際の切除及びイメージ切除の神経活動は非常に類似している。この動作に関連する特定の脳領域において、特定の帯域における強い活性化を本システムが検出すると、手術用の手動器具に加わる力の指標が増加する（下図）。この神経の活性化と画面に示されたシンボルとの相関により、ユーザーは、作業中に手を制御するのに最も重要な、上述のような神経ネットワークの活動を直感的に制御することができる。

10

【0141】

練習の積み重ねにより、ユーザーはこれらの脳領域の制御方法について学習するが、同時に、それらの「つながり」についても変化を引き起こす。脳は絶え間なく変化する器官であり、ニューロンの結合は変化し、ニューロンのネットワークは常に活性化されることで作られたり強化されたりする。このような変化が、学習の構成要素であり、トレーニング及び反復による上達をもたらす。

【0142】

20

例えば、健康な組織と腫瘍組織との間の領域を切除する動作をプレイヤーが想像すると、研修医は、この活動に関する連続的なフィードバックを受ける。円形バーの変化（8はまだ空の状態、0はフルパワーの状態）及び色は、高い活性化を示し、円の中央の数字は、不可逆的行動としての切除の開始タイミングをユーザーに知らせるカウントダウンを示す。ユーザーが十分なパワーに到達した場合にのみ、アバターは組織を切除することができる。

【0143】

本ブレイントレーナーを用いた反復トレーニングによるネットワークの活性化は、従来の練習における多くの問題を回避しつつ、実際のフィールド活動と同等の活動を引き起こすことができる。

30

【0144】

図6は、腹腔鏡手術における外科装置の操作に関する本発明の他の実施形態を示す。このゲームにおいて、被訓練者はレーザービームの正確性を制御することができる。精度は、プレイヤーの関与レベル及び集中レベルによって制御される。システムがユーザーの集中を認識すると、ターゲットを囲む円が徐々にターゲットにロックオンされる。白い円がターゲットにロックオンされたときのみ、レーザー強度は、組織を除去するのに必要な手術レベルまで上昇する。

【0145】

このようにして、ユーザーは、これまでに感じ取ることができなかった2つの精神的なプロセスについて、連続的なフィードバックを得る。フィードバックの第2の形態は、「断続的フィードバック」と呼ばれるもので、努力の結果として、両方のタイプの入力を十分なレベルで制御することができれば、所定の割り当てられた時間の終了時に手術用器具にかかる手動作業の圧力が適切なものとなり、器具を用いた作業によって意図した結果が達成される。一方の条件しか満たされなかった場合は、手術は失敗となる。試行中、外科医が十分な集中レベルに達することができないと、手術の正確性が低くなる。ユーザーが運動イメージの試行によって十分な力を発揮できないと、（例えば）組織は正しく切除されない。

40

【0146】

時間をかけて訓練することにより、大多数のユーザーは、自分の意志でこれらの神経プロセスを調整する方法を学び、プレイヤーのパフォーマンスに関連する神経ネットワーク

50

に重要な変化が生じる。

【0147】

外科医が十分なパワーと精度に達すると、アバターは手術を遂行し、被訓練者に警告が与えられる。重要な手術を成功裏に遂行することは、外科医にとって非常にやりがいのあることである。脳では、報酬につながる神経活動は、より強い結合をもたらし、この活動に関連するリソースが増加するという一般的な「ルール」がある。これらの変化は、動作を実行する際の外科医の速度及び正確性を向上させ、主観的な自信及び客観的なパフォーマンスの向上をもたらす。

【0148】

セッションの終了時に、ユーザーは、自分のパフォーマンスを観察し、操作の進行における集中力や脳の運動野を活性化する能力の変化を確認することができる。

【0149】

インターフェースを介して、手術トレーナーは、反復回数、位置、合併症の種類、シミュレーションする緊急事態等のトレーニングセッションを組み立てることができる。その後、研修医とトレーナー又は監督官は、セッションの終了時に提示される特別に設計されたインターフェースを使用して、最近のセッションで外科医が達成したパフォーマンスを観察したり、過去のセッションと比較したり、その他の重要な分析を行ったりすることができる。ここで、トレーニングの結果に基づいた統計値が示される。これにより、研修中の外科医と監督者、トレーナー、又は監督官は、トレーニングによって得られた脳データを使用して、外科医の能力と上達の全体像を把握することができる。

【0150】

<航空テスト及びトレーニング>

飛行中のパイロットの基本的な神経認知プロセスを向上させ、人間と機械の協働における安全性と効率を向上させることが提案されている。これは、(i) 人間のパフォーマンスを向上させ、それを「仕事における」機能向上につなげること、(ii) 複雑なシステムの設計に役立てること、又は(iii) 使用中にユーザーインターフェースとタスクパラメータを動的に調整することによって達成することができる。

【0151】

パイロットは不確実な環境に対処し、フライトデッキとの複雑なやりとりを行う(Causseら, 2013; Cakirら, 2016; Reynalら, 2016)。例えば、いくつかの研究では、パイロットのワーキングメモリー(WM)は、特に、飛行経路の処理、飛行パラメータの監視し、新しい状況の認識の維持に多く使用されることが報告されている(Causseら, 2011a, b)。WMは、航空交通管制(ATC)の指示に従う際にも重要な要素である(Morrowら, 1993)。この活動は、実際には、適切な飛行経路をたどるために、飛行パラメータ(例えば、方位、高度、速度)を記憶することを必要とする。しかし、人間の作業記憶には基本的に限界があること(Baddeley, 1992; Miller, 1994)、及びタスクの要求が過大になると容易に圧倒されること(Durantinaら, 2014a)はよく知られている。ヒューマンファクター研究では、様々な環境ストレス要因がパイロットのATCクリアランスに対する実行能力に悪影響を及ぼす可能性があることが報告されている(Billings and Cheaney, 1981; Taylorら, 1994, 2005; Scerboら, 2003; Risslerら, 2006; Romeら, 2012; Dehaissら, 2017)。したがって、コックピットに認知力の限界を推測するモニタリング技術を導入することは、飛行の安全性を高める有望なアプローチとなりうる(Royら, 2017; Verdierera, 2018)。

【0152】

実際、ブレインコンピュータインターフェース(BCI: Brain-Computer Interface)技術の発展は、脳のダイナミクス及び認知の根底にある神経メカニズムを継続的に監視し、利用するという興味深い展望をみせている。BCIの3つのカテゴリ(能動的、反応的、受動的)(Zander and Kothé, 2011; Vec

10

20

30

40

50

chiatoら, 2016)のうち、最初の2つのタイプは、脳活動をメッセージやコマンドに変換し、離れた装置(例えばマウскарソル)を自発的に制御することを目的としている。受動的BCI(pBCI)は、神経エルゴノミクス・アプリケーションにおいて特に注目されている(Cutrell and Tan, 2008; Freyら, 2017; Gramannら, 2017)。これらは、タスク中のラベル付けされていない脳活動の解釈を利用して、様々な精神状態を導き出すことを可能にする(Blankertzら, 2010; Royら, 2013; Van Erpら, 2015; Zanderら, 2017)。これらの心的状態推論システムにより、認知的制限を克服するための人間とシステムの相互作用の発展に関するユニークな洞察が提供されている(Zander and Kothe, 2011; Brouwerら, 2013)。いくつかのpBCIが、運転(Dijksterhuisら, 2013)及びフライトシミュレータ(Gateauら, 2015; Aricoら, 2016; Cakirら, 2016; Callanら, 2016; Verdierera, 2018)で実装に成功しているが、これらのシステムをより現実的な設定下でテストしようという試みほとんどされていない。一方、これらの適応システムを現実的な設定下でテストしようとした研究も非常に少ない(Callanら, 2015)。

10

【0153】

脳波検査(EEG)及び機能的近赤外分光法(fNIRS)は、センサーの小型化、携帯化、ワイヤレス化に伴い、最近人気を集めている(Ayazら, 2013; Straitterら, 2014; Naseer and Hong, 2015; Schudlo and Chau, 2015)。

20

【0154】

本発明は、データに基づいてパイロットに長期的な効果をもたらすという点で、パイロット・トレーニングの領域における従来技術とは異なる。脳のパフォーマンスは、外部刺激の使用によってではなく、学習／トレーニングによって強化される。強調すべき点は、外部刺激の効果がごく短時間に限定されるのに対して、ここではどのようなタイプの学習／トレーニングも、長期間持続する効果を有することが挙げられる。本発明のシステムが提供するフィードバックは、テストされた被訓練者の現在の脳の状態に関するものである。このようなフィードバックにより、被訓練者は、これらの特定の脳領域の活性化レベルを自分の意思で制御する方法を学習することができる。これらの変化は、あらゆる学習プロセスと同じように脳に保存される。

30

【0155】

本発明のシステムは、一次運動野等の運動に関連する特定の脳領域の活性化に関する脳波信号を記録するように構成されている。このため、最適なデータを確実に収集できるよう、高品質のEEGハードウェアが使用される。このような固有なデータをユーザーから収集し、オンライン及びオフラインで分析することで、ユーザーのパフォーマンスを向上させるための、非常に個別化されたトレーニング環境が作り出される。

【0156】

全体として、本発明のシステムは、パイロットのトレーニングのためのブレインコンピュータインターフェース(BCI: Brain-Computer Interface)として機能し、(1)脳信号記録装置、(2)リアルタイム信号解析ソフトウェア、及び(3)ユーザーのフロントエンド(コックピットの形態のトレーニング環境)を備える。

40

【0157】

図1は、パイロットの動作及び操縦を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステムの概略図を示す。符号10は、被訓練者を示す。システム100は、処理部40のための指示を記憶するメモリ部50を備える。処理部は、被訓練者の頭部に装着可能な脳波センサー装置20に接続され、被訓練者の頭部表面で生成される脳波信号を検出可能である。被訓練者10には、ディスプレイ30に表示された視覚刺激に対して、所定の飛行制御動作15を行うところを想像するよう指示される。被訓練者10への視覚刺激の表示は、脳波センサー装置20における脳波信号の測定と同時に進行される。メ

50

モリ部 50 に記憶された指示に従って、処理部は、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（詳細は後述する）。次いで、上記の集中度、運動制御、覚醒度、及び飛行準備度のうち少なくとも 1 つを特徴付けるフィードバックメッセージが、被訓練者 10 に与えられる。本発明には、静的アバター、動적アバター、テキストメッセージ、音パターン、触覚パターンの形態によるフィードバックが含まれる。

【0158】

図 2 a を参照すると、例示的な脳波キャップは、様々なサイズの伸縮性のある合成繊維で作られている。上記キャップは、関連する脳領域の真上にセンサーを保持する。標準 EEG キャップは、「10-20 システム」として知られている。「国際 10-20 システム」は、頭皮電極の位置を表す方法として認知されている。この標準テストシステムにより、被験者の研究結果（臨床又は研究）を、科学的方法を用いて、確実に集計、再現、及び効果的に分析及び比較することができる。このシステムは、電極の位置と、その下にある領域、特に大脳皮質との関係に基づいている。

【0159】

図 2 b を参照すると、脳波センサー装置において、各 EEG センサーは、その下にある電界を記録する。ニューロンは、電荷の変化によって互いに情報を伝達する。その結果、周囲の電場に差が生じる。この変化を分析することで、脳の機能を読み取ることができる。脳波センサー装置は、以下のように装着可能なセンサーを備える。

- (1) 前頭葉の正中線上に位置する前頭領域電極、
- (2) 頭頂葉の正中線上に位置する頭頂領域電極、
- (3-5) 運動皮質に取り付けられる運動感覚野電極。

【0160】

また、信号の収集には、グラウンドセンサー及びリファレンスセンサーが用いられる。

【0161】

センサーの下側の面は、必要に応じて、測定前に洗浄し、導電性ゲルを介して皮膚表面と電氣的に接触させることで、信号対ノイズ比を最大化することが望ましい。

【0162】

図 2 c を参照すると、センサーは、電気信号の大きさを増幅するアンプに接続されている。アンプは、コードを用いてキャップに取り付けられている。これにより、増幅された脳波信号は、USB コネクタで接続されたコンピュータ、スマートフォン、又はタブレットに無線接続で送信される。市販の脳波信号増幅器のほとんどが本発明で使用可能である。

【0163】

EEG データは、処理部にストリーミングされ、予め設定されたセンサーモジュールに従ってソフトウェアで構造化される。図 2 d を参照すると、次のステップでノイズ除去機能が適用される。例えば、電気ネットワークの静電気障害を除去する（ノッチフィルタ）。このソフトウェアにより、ユーザーは、各センサーの接続レベルを調べることができ、インピーダンスが高すぎる場合にゲルを追加したり、センサーの誤作動を検出したりすることができる。

【0164】

EEG データは、LSL プロトコル (Lab Streaming Layer) を使用してストリーミングされ、データ分析コードによって取得される。

【0165】

図 3 において、飛行制御動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングする方法 200 を示す。方法 200 では、まず、上述した操縦行動を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム 100 (図 1) を準備する (ステップ 210)。視覚刺激の表示に対して、訓練者に対して、予め定められたパイロット動作を実行するところを想像させた後 (ステップ 220)、脳波センサー装置における脳波信号の測定と同時に、テストする被訓練者に対して、上述の視覚刺激を表示する (ステップ 230)

10

20

30

40

50

得られた脳波信号を処理し、集中度指標、運動制御指標、及び覚醒度指標を算出する（ステップ240）。算出した指標に基づいて、集中度、運動制御、覚醒度、及び飛行準備度の少なくとも1つを特徴付けるフィードバックメッセージを出力する（ステップ250）。必要に応じてステップ220～250を繰り返す。

【0166】

EEGデータは、LSLソケットを介して受信される。データ解析には、フィルタリングが含まれる。EEG生データは、時間ウィンドウごとに各サイクルでシフト（例えば、50%のシフトで500サンプル又は1,000サンプル）して分析される。解析の目的は、コックピット及びパイロットの制御の運動制御の成功に寄与している脳機能の特徴を抽出することである。

【0167】

運動皮質における人の集中度及び活動レベルは、特定の周波数帯域のパワーの変動から推測することができる。このシステムでは、これらは、少なくとも5つの頭皮電極で検出される。

【0168】

「集中度」（又は脳の関与）指標の算出は、以下のアルゴリズムに従って行われる。生データは、まず、頭頂部（アルファ）と前頭部（ベータとシータ）に取り付けられたセンサーからのデータを、周波数範囲〔アルファ：8～11Hz、ベータ：16～22Hz、シータ4～7Hz〕の半値周波数でIEIRフィルターによりフィルター処理される。各周波数帯域（アルファ、ベータ、及びシータ）のパワーを、「帯域パワー」法を使用して、対応するフィルタリング後のデータから算出する。各サイクルの集中指標は、ベータ、シータ、及びアルファのパワーの比率である。

【0169】

閾値－精度：各セッションの開始時に、システムは、各被訓練者の特徴としてのベースラインを決定する。パイロット被訓練者は、指示された飛行動作又はシミュレーションの前に数分間（デフォルトでは2分間）静止して座り、開眼時ベースラインを作成する。システムは、ベースラインの収集中に指標を収集し、ユーザーごとにカスタマイズされた境界値を定める、被訓練者用の閾値を設定するのに使用される。その値を超えると、システムは、ユーザーの集中度が高いと判断し、ユーザーに対して肯定的なフィードバックを与えることができる。

【0170】

本発明の一実施形態によれば、上述の閾値は、下限値と、難易度及び上限値と下限値の差の積の合計として設定することができる。

【0171】

上限値は、指標の平均である。下限値は、指標の平均から2つの標準偏差を引いた値であり、難易度は、ユーザーの能力に合わせてチャレンジレベルを調整するためにユーザーによって設定される値である。

【0172】

航空機制御フィードバックを用いるトレーニング飛行中、指標は連続的に算出され、バックエンドモジュールを介して、訓練中のパイロットの閾値ベースラインと比較される。仮に、集中指標の現在値が、設定された閾値を超えた場合、モジュールは、フライトシミュレーションに対して、正のユーザーフィードバックを付与する旨のメッセージを送信する。一例として、離陸、着陸、又は飛行中の手順において、目標を示す円が縮小し、ユーザーがそれに気づくことで、離陸、着陸、又は飛行中の手順の実行を認識し、操縦及び航空機の取扱手順をより正確に行うことができるようになる。現在の試行で、ユーザーが閾値を複数回超えた場合（例えば、所定の数秒以内に滑走路への着陸アプローチを行った場合）、断続的なフィードバックが与えられる（適切なスロットルとフラップの調整による適切かつ安全なアプローチ）。

【0173】

運動制御指標の算出のアルゴリズムは、以下の通りである。まず、生データは、運動皮

10

20

30

40

50

質の上にある C 3、C z、C 4 等の運動感覚領域センサーの周波数範囲 [Mu : 12 Hz ~ 15 Hz] の半値周波数で IIR フィルターによりフィルター処理される。帯域パワー関数により、Mu 周波数帯域のパワー及びこれらのチャンネルからフィルタリングされたデータが算出される。C 3 及び C 4 等の運動感覚領域センサーからの指標は、その後、動作に先行する動作である現在の Mu 非同期化を評価するために使用される。

【0174】

閾値－飛行用手動ジョイスティックにかかる力：C 3 及び C 4 電極等の運動感覚領域からの開眼時ベースラインデータの取得中に算出された全ての Mu パワー指標が、特定のユーザーの Mu リズムの被訓練者パターンの評価に使用される。

【0175】

例えば、位置 C 3 及び C 4（右側の手足を制御する左側の運動皮質の上又はその逆）の平均 Mu パワーが、運動脳活動閾値として用いられる。

【0176】

動作又は処置のフィードバックに基づくトレーニング：動作又は処置の間、現在の Mu パワーと、開眼時ベースラインにおいて収集されたデータの平均値とを常時比較する。具体的には、フィードバックは、瞬間的な Mu パワーと、ベースラインにおける難易度レベル及び MU の STD の積の合計が、基準時における平均 MU よりも小さい場合に、正であると定義される。

【0177】

「Mu power」は、瞬間的な Mu 値を表す。難易度は、ユーザーの能力に合わせてチャレンジレベルを調整するためにユーザーによって設定される値である。ベースラインにおける Mu の STD は、開眼時ベースラインにおいて収集されたすべての Mu 指標の標準偏差である。仮に、現在の Mu パワーに標準偏差の一部を加えたものが、ベースラインにおける平均 Mu よりも低いとすると、運動皮質の活性化があるため、正のフィードバックが与えられる。

【0178】

パイロットのトレーニングでは、円形バーが徐々に満たされていき、色が赤から緑に（黄色、オレンジを経て）変化していく。バーが満たされることにより、これらの領域をよりよく活性化させる神経動作について、どのように行ふべきかがユーザーに示される。このバーをユーザーが 1 回の試行で「満たす」ことができた場合、ジョイスティック又は他の手動機器の制御にかかる力は、所定の飛行動作を遂行するのに十分な強さである。同様の基準が、迅速かつ確実な精度を要するあらゆる商業飛行における選択及びトレーニングに適用される。また、身体的活力及び注意力を働かせる能力は、さまざまなタイプの航空機、軽航空機、プロペラ機、ジェット機、貨物機、旅客機、グライダー、及びヘリコプターのためのトレーニング過程においても重要となる。

【0179】

ユーザーによって両方のフィードバック（運動制御及び集中）が同時かつ十分に制御された場合にのみ、アバター（画面上のパイロット）は手続きを遂行する。

【0180】

覚醒（睡眠）指標の演算アルゴリズムは以下の通りである。中央頭頂センサー（例えば、P z）におけるアルファ波帯域のパワーは、閉眼時ベースライン（数分（デフォルトでは 2 分）、開眼時ベースラインの直後）で収集され、アルファパワーの開眼時ベースラインと比較される。この位置におけるアルファパワーは、ユーザーの覚醒レベルに関連することが知られている。通常、高いアルファパワーは、疲労と関連付けられる。

【0181】

閾値－睡眠検出：開眼時及び閉眼時両方のベースラインデータの移動平均を算出し、比較する。まず、1 つの時間ウィンドウで平均化を行い、次いで、閉眼時の移動平均が、開眼時の α 値よりも少なくとも 2 標準偏差高くなるまで、間隔を広げていく。この条件を満たす最小の時間間隔の移動平均を、「睡眠検出」用の閾値として設定する。

【0182】

10

20

30

40

50

フィードバック：手術中、中央頭頂センサー又は他の所定の位置における現在のアルファパワーが、常時、閾値と比較される。着陸の際、パイロットがオーバーシュートなどのエラーを犯すと、画面上の手順が守られていないと判断され、警告が与えられ、「目を覚ませ！危ない！」という音声メッセージが流れる。

【0183】

この分野のアーリーアダプターからのデータを使用した、クラスタリングアルゴリズム、SVM分類器、及び人工ニューラルネットワークなどの高度なMLツールを使用することにより、ユーザー固有性が高く、EEGノイズに強く、豊富なデータ駆動型の洞察をユーザーに提供する強力なパターン検出メカニズムを作成することができる。

【0184】

本発明のシステムの最後の要素は、ユーザーのためのトレーニング環境である。インターフェースは、ユーザーの脳活動をリアルタイムで表示する。これは、ニューロフィードバック学習プロセスにおいて不可欠なものであり、EEGを用いて取得された脳データから始まるループを閉じるものである。本発明者らは、パイロットが自身のパフォーマンスを向上させるための重要な脳機能をトレーニングできるように製品を設計した。ここまで、本発明のシステムが監視する基本的な脳内処理、すなわち、高い集中レベルにおける運動のイメージについて説明した。これらの脳内処理は、異なる航空機における、異なる条件下の、異なる種類の飛行においても共通するものである。しかしながら、今日の研究において、この種の神経トレーニングのためのフィードバック環境は、その効率が適切な学習環境によって大きく向上することが示されている。したがって、飛行のタイプごとに、各々の仮想環境が構築される。目標は、パイロットが慣れ親しんだ環境でトレーニングを受けることを可能にし、それによって、パイロットが効率的に学習内容を「現実世界」の航空機の飛行及び制御反映できるようにすることである。

【0185】

本発明のインターフェースセグメントは、ハイコンテクストなコンピュータゲーム形式の環境である。例えば、本発明の第1の環境は、腸内の成長を切除し、腸を安全かつ効果的に縫合する腸内手術である。

【0186】

図4a～図4iは、テスト指標を向上させる、視覚刺激における変化の一例を示す。具体的には、パイロットは、静止して座ってモニターに集中し、画面上で着陸するところを想像するよう指示される。各試行において、システムは、パイロットに所定の数秒を与える。実際の飛行動作の神経活動と想像上の飛行動作の神経活動とは非常に類似している。この動作に関連する特定の脳領域において、特定の帯域における強い活性化を本システムが検出すると、ジョイスティック又は他の手動飛行制御部に加わる力の指標が増加する（下の画像）。この神経の活性化と画面に示されたシンボルとの相関により、ユーザーは、ジョイスティックによる操作を行う腕及び手を制御するのに最も重要な上述のような神経ネットワークの活動を直感的に制御することができる。

【0187】

練習の積み重ねにより、ユーザーはこれらの脳領域の制御方法について学習するが、同時に、それらの「つながり」についても変化を引き起こす。脳は絶え間なく変化する器官であり、ニューロンの結合は変化し、ニューロンのネットワークは常に活性化されることで作られたり強化されたりする。このような変化が、学習の構成要素であり、トレーニング及び反復による上達をもたらす。

【0188】

プレイヤーのパイロットが、例えば、強いクロスウィンド中を離陸する動きを想像すると、パイロットは、この動きに関する連続的なフィードバックを受け取る。円形バーの変化（8はまだ空の状態、0はフルパワーの状態）及び色は、高い活性化を示し、円の中央の数字は、ユーザーに不可逆的行為としての「フラップダウン」の開始タイミングを知らせるカウントダウンを示す。ユーザーが十分なパワーに到達した場合にのみ、アバターは離陸することができる。

【0189】

本ブレイントレーナーを用いた反復トレーニングによるネットワークの活性化は、従来の練習における多くの問題を回避しつつ、実際のフィールド活動と同等の活動を引き起こすことができる。

【0190】

図7において、本発明の他の実施形態を示す図であり、乱気流発生時やエンジン故障時に安全なコースを維持する場合を示す。このゲームでは、パイロットは、残りのエンジンにどれだけのパワーを配分し、翼の揚力を補うかについてコントロールすることができる。精度は、プレイヤーの関与レベル及び集中レベルによって制御される。システムがユーザーの集中を認識すると、ターゲットを囲む円が徐々にターゲットにロックオンされる。白い円がターゲットにロックオンされたときのみ、残りのエンジン出力が必要なレベルに到達する。

10

【0191】

このようにして、ユーザーは、これまでに感じ取ることができなかった2つの精神的なプロセスについて、連続的なフィードバックを得る。フィードバックの第2の形態は、「断続的フィードバック」と呼ばれるもので、努力の結果として、両方のタイプの入力を十分なレベルで制御することができれば、所定の割り当てられた時間の終了時に手術用器具にかかる手動作業の圧力が適切なものとなり、飛行制御動作によって意図した結果が達成される。一方の条件しか満たされなかった場合は、パイロットは失敗する。この試行中にパイロットが十分な集中レベルに達することができなかった場合、飛行制御動作の正確性が低くなる。パイロットが運動イメージの試行によって十分な力を発揮できないと、飛行は不安定になり、失敗が続く可能性がある。

20

【0192】

時間をかけて訓練することにより、大多数のユーザーは、自分の意志でこれらの神経プロセスを調整する方法を学び、パイロットのパフォーマンスに関連する神経ネットワークに重要な変化が生じる。

【0193】

パイロットが十分なパワー及び精度に達すると、アバターは飛行制御を遂行し、被訓練者に警告が発せられる。重要な飛行操作を成功させることは、パイロットにとって非常にやりがいのあることである。脳では、報酬につながる神経活動は、より強い結合をもたらす、この活動に関連するリソースが増加するという一般的な「ルール」がある。これらの変化は、動作を実行する際のパイロットの速度及び正確性を向上させ、主観的な自信及び客観的なパフォーマンスの向上をもたらす。

30

【0194】

セッションの終了時に、パイロットは、自身のパフォーマンスを観察し、操作の進行における集中力や脳の運動野を活性化する能力の変化を確認することができる。

【0195】

インターフェースを介して、パイロットのトレーナーは、反復回数、位置、複雑さ、シミュレーションする緊急事態等のトレーニングセッションを組み立てることができる。その後、トレーニング中のパイロット及びトレーナーは、セッションの終了時に提示される特別に設計されたインターフェースを使用して、最近のセッションでパイロットが達成したパフォーマンスを観察したり、過去のセッションと比較したり、その他の重要な分析を行ったりすることができる。ここで、トレーニングの結果に基づいた統計値が示される。これにより、トレーニング中のパイロット及びトレーナーは、トレーニングによって得られた脳データを使用して、パイロットの能力と上達の全体像を把握することができる。

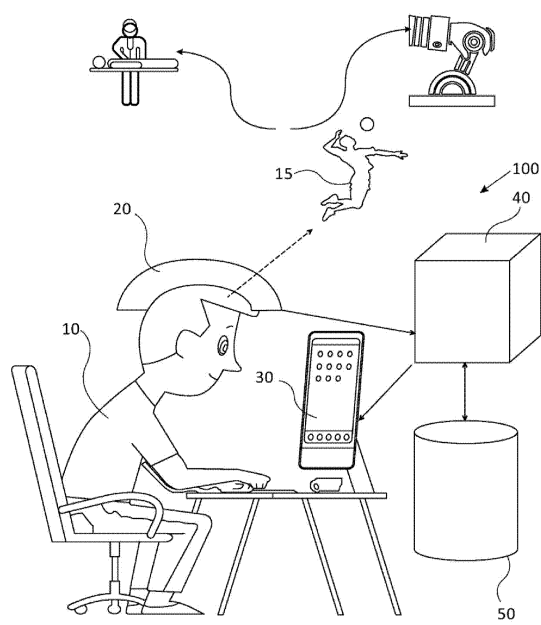
40

【0196】

したがって、本発明は、動作を計画及び実行する脳機能をテスト及びトレーニングするためのシステム及び方法を提供する。特に、本開示の発明は、スポーツ、外科、航空、外傷後及び病後のリハビリテーションなど、あらゆる種類の人間の動作に対して適用可能である。

50

【図面】
【図 1】



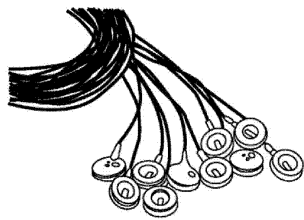
【図 2 A】



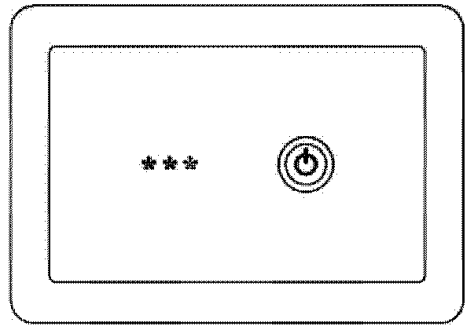
10

20

【図 2 B】



【図 2 C】

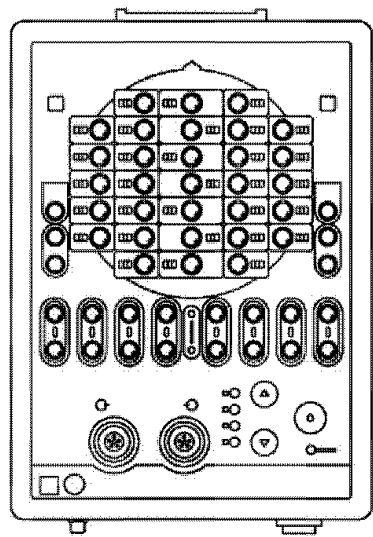


30

40

50

【図 2 D】



【図 3】

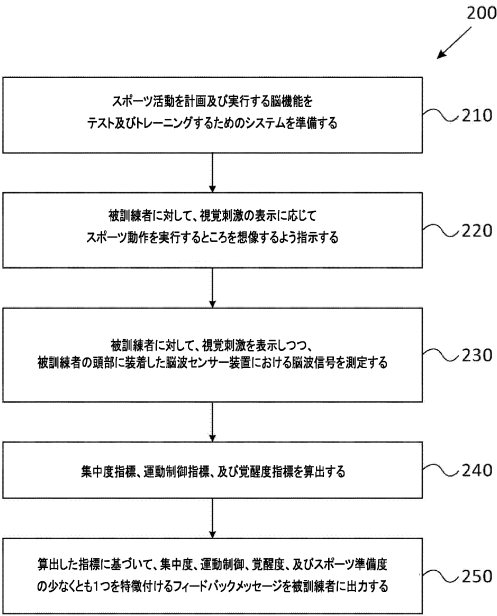
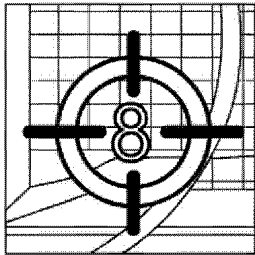
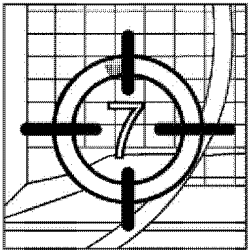


Fig. 3

【図 4 A】



【図 4 B】



10

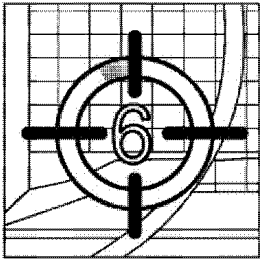
20

30

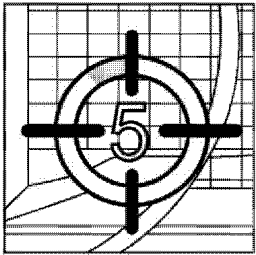
40

50

【図 4 C】

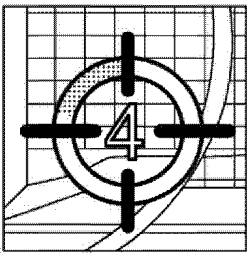


【図 4 D】

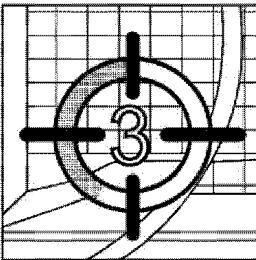


10

【図 4 E】

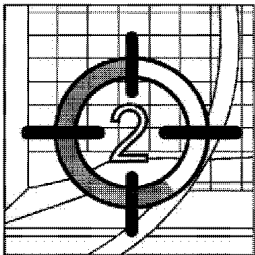


【図 4 F】

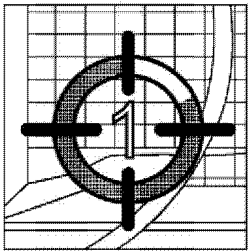


20

【図 4 G】



【図 4 H】

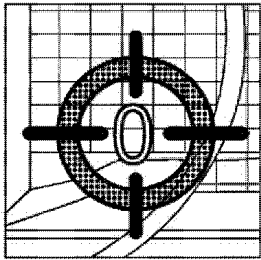


30

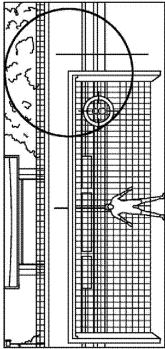
40

50

【図 4 I】

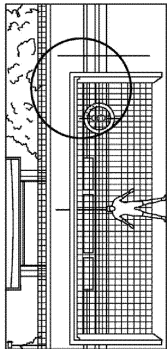


【図 5 A】

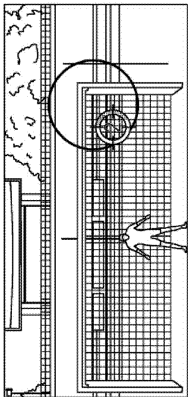


10

【図 5 B】



【図 5 C】



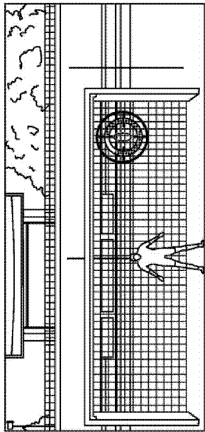
20

30

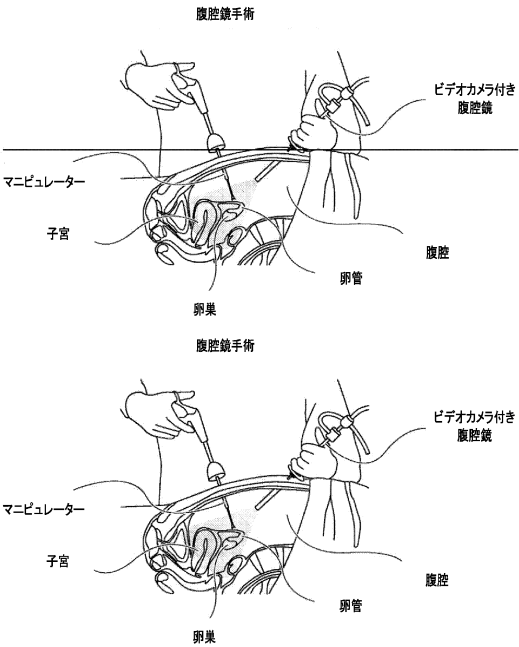
40

50

【図 5 D】



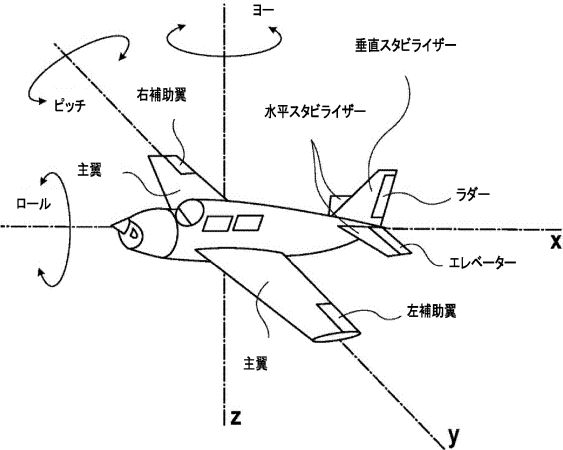
【図 6】



10

20

【図 7】



30

40

50

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/IL2023/050453															
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER G16H 20/70 (2023.01)i; A61B 5/16 (2023.01)i; A61B 5/24 (2023.01)i; A61B 5/369 (2023.01)i; A61B 5/372 (2023.01)i; A61B 5/378 (2023.01)i; A61B 5/38 (2023.01)i; A61B 5/383 (2023.01)i; A61B 5/384 (2023.01)i; A61B 5/00 (2023.01)i; A63B 69/00 (2023.01)i; G09B 19/00 (2023.01)i; G09B 19/16 (2023.01)i CPC:G16H 20/70; A61B 2505/09; A61B 2503/10; A61B 5/16; A61B 5/165; A61B 5/24; A61B 5/369; A61B 5/372; A61B 5/378; A61B 5/38; A61B 5/383; A61B 5/384; A61B 5/7264; A61B 5/7267; A61B 5/742; A61B 5/744; A63B 69/00; G09B 19/0038; G09B 19/165 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																	
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G16H 20/70; A61B 5/16; A61B 5/24; A61B 5/369; A61B 5/372; A61B 5/378; A61B 5/38; A61B 5/383; A61B 5/384; A61B 5/00; A63B 69/00; G09B 19/00; G09B 19/16 CPC:G16H 20/70; A61B 2505/09; A61B 2503/10; A61B 5/16; A61B 5/165; A61B 5/24; A61B 5/369; A61B 5/372; A61B 5/378; A61B 5/38; A61B 5/383; A61B 5/384; A61B 5/7264; A61B 5/7267; A61B 5/742; A61B 5/744; A63B 69/00; G09B 19/0038; G09B 19/165 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, Derwent Innovation, Similari (AI-based)																	
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>CN 113398422 A (UNIV YANSHAN) 17 September 2021 (2021-09-17) * the whole document *</td> <td>1-25</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2022051586 A1 (I BRAINTECH LTD) 17 February 2022 (2022-02-17) * the whole document *</td> <td>1-25</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 2022000426 A1 (FRIEDMAN et al.) 06 January 2022 (2022-01-06) * the whole document *</td> <td>1-25</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>KR 20200032927 A1 (META HEALTHCARE CO LTD) 27 March 2020 (2020-03-27) * the whole document *</td> <td>1-25</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	CN 113398422 A (UNIV YANSHAN) 17 September 2021 (2021-09-17) * the whole document *	1-25	A	US 2022051586 A1 (I BRAINTECH LTD) 17 February 2022 (2022-02-17) * the whole document *	1-25	A	US 2022000426 A1 (FRIEDMAN et al.) 06 January 2022 (2022-01-06) * the whole document *	1-25	A	KR 20200032927 A1 (META HEALTHCARE CO LTD) 27 March 2020 (2020-03-27) * the whole document *	1-25
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.															
X	CN 113398422 A (UNIV YANSHAN) 17 September 2021 (2021-09-17) * the whole document *	1-25															
A	US 2022051586 A1 (I BRAINTECH LTD) 17 February 2022 (2022-02-17) * the whole document *	1-25															
A	US 2022000426 A1 (FRIEDMAN et al.) 06 January 2022 (2022-01-06) * the whole document *	1-25															
A	KR 20200032927 A1 (META HEALTHCARE CO LTD) 27 March 2020 (2020-03-27) * the whole document *	1-25															
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ 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 "D" document cited by the applicant in the international application "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 16 August 2023		Date of mailing of the international search report 20 August 2023															
Name and mailing address of the ISA/IL Israel Patent Office Technology Park, Bldg.5, Malcha, Jerusalem, 9695101, Israel Israel Telephone No. 972-73-3927138 Email: ptoffice@justice.gov.il		Authorized officer AHARONY Meytal Telephone No.															

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2022)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/IL2023/050453

Patent document cited in search report				Publication date (day/month/year)		Patent family member(s)		Publication date (day/month/year)	
CN	113398422	A	17 September 2021	CN	113398422	A	17 September 2021		
				CN	113398422	B	19 August 2022		
US	2022051586	A1	17 February 2022	US	2022051586	A1	17 February 2022		
				RU	2018133658	A	24 March 2020		
				RU	2018133658	A3	24 March 2020		
				RU	2738197	C2	09 December 2020		
				WO	2020065534	A1	02 April 2020		
US	2022000426	A1	06 January 2022	US	2022000426	A1	06 January 2022		
				WO	2020095299	A1	14 May 2020		
KR	20200032927	A1	27 March 2020						

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (July 2022)

フロントページの続き

,MC,ME,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,C
O,CR,CU,CV,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IQ,I
R,IS,IT,JM,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,MG,MK,MN,MU,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
,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

イスラエル国 テルアビブ チェルニョフスキー 25

F ターム (参考) 4C038 PP05
4C127 AA03 DD01 LL08