



(12) BREVET D'INVENTION

(11) N° de publication : **MA 40052 B1** (51) Cl. internationale : **A61N 1/04**

(43) Date de publication :
31.12.2018

(21) N° Dépôt :
40052

(22) Date de Dépôt :
08.02.2017

(71) Demandeur(s) :
**ECOLE SUPERIEURE DE TECHNOLOGIE DE MEKNES - ESTM , ESTM, BP 3103,
TOULAL, MEKNES MEKNES (MA)**

(72) Inventeur(s) :
SEDDIK BRI ; ADIL SALBI

(74) Mandataire :
BRI SEDDIK

(54) Titre : **DISPOSITIF DE REEDUCATION ADAPTATIF INTEGRE**

(57) Abrégé : Le dispositif de rééducation adaptatif intégré; proposé dans ce brevet; possède une architecture intégrée; de la génération des impulsions de stimulations jusqu'à l'étage de sortie avec un seul signal de stimulation de valeur moyenne nulle. Ce dispositif est doté d'une commande programmable dont l'amplitude des stimuli électriques suit le concept d'entraînement progressif des muscles: contraction, maintien, décontraction et repos. Ce concept de commande représente une dynamique de stimulation capable de provoquer tous les types et niveaux des fibres musculaires d'une manière progressive. L'interface réduite est conçue permet d'assurer la portabilité et l'autonomie du dispositif de rééducation afin de faciliter son utilisation dans des cabinets de réhabilitation ou pour l'entraînement sportif. L'interface graphique permet l'autostimulation, le contrôle et la supervision en temps réel par un kinésithérapeute pendant la séance de rééducation. L'architecture du rééducateur intégré adaptatif réalisé est conviviale, moins couteuse et adaptable aux divers traitements thérapeutiques.

Abrégé

Le dispositif de rééducation adaptatif intégré; proposé dans ce brevet; possède une architecture intégrée; de la génération des impulsions de stimulations jusqu'à l'étage de sortie avec un seul signal de stimulation de valeur moyenne nulle. Ce dispositif est doté d'une commande programmable dont l'amplitude des stimuli électriques suit le concept d'entraînement progressif des muscles: contraction, maintien, décontraction et repos.

Ce concept de commande représente une dynamique de stimulation capable de provoquer tous les types et niveaux des fibres musculaires d'une manière progressive. L'interface réduite est conçue permet d'assurer la portabilité et l'autonomie du dispositif de rééducation afin de faciliter son utilisation dans des cabinets de réhabilitation ou pour l'entraînement sportif.

L'interface graphique permet l'autostimulation, le contrôle et la supervision en temps réel par un kinésithérapeute pendant la séance de rééducation. L'architecture du rééducateur intégré adaptatif réalisé est conviviale, moins couteuse et adaptable aux divers traitements thérapeutiques.

Dispositif de Rééducation Adaptatif Intégré

1. Domaine de l'invention

Le domaine de l'invention est celui de la kinésithérapie.

Plus précisément, l'invention concerne un dispositif adaptatif et autonome pour la rééducation fonctionnelle.

Le dispositif selon l'invention convient notamment pour la réhabilitation de certaines fonctions chez les patient paraplégiques et de restaurer partiellement certaines déficiences du système nerveux dues à un accident (lésion médullaire), la maladie de parkinson, la réanimation ambulatoire dans le cas d'une crise cardiaque. Il permet aussi de renforcer les muscles et optimiser l'état physique des athlètes.

La rééducation fonctionnelle est l'une des solutions technologiques actuellement envisagée pour la réhabilitation de certaines fonctions chez les patients paraplégiques. Cette technique permet de restaurer partiellement certaines déficiences du système nerveux dues à un accident (lésion médullaire), la maladie du parkinson et aussi pour la réanimation dans le cas d'une crise cardiaque.

2. Etat de la technique

La rééducation fonctionnelle par stimulation électrique est l'une des solutions technologiques actuellement envisagée dans le domaine de la kinésithérapie pour améliorer la vie quotidienne. L'évolution technologique ainsi que le nombre d'études médicales, faites sur le système nerveux et sa relation fonctionnelle avec le système sensori-moteur, ont dévoilé l'efficacité de la stimulation électrique pour soigner ou améliorer les organes sensori-moteur via des dispositifs qui sont améliorés au fur et à mesure du temps.

Cependant, ces dispositifs font de la stimulation électrique statique et limité en fonctions et en adaptation au besoin. La plus part des stimulateurs électriques existant actuellement sont basés sur la variation statique d'un ou de plusieurs paramètres de stimulation.

La rééducation d'un périphérique sensori-moteur est réalisée par une contraction des muscles constituants celui-ci. Ceci est fait grâce à la provocation des fibres musculaire avec un train de stimuli électriques de caractéristiques biens déterminées. Un stimulus est connu par sa largeur d'impulsion, son intensité et sa fréquence de répétition. Ainsi, le chargement de l'un de ces paramètres provoque un effet particulier au niveau du muscle, en termes de réponse, de puissance, et de fatigue.

On distingue généralement entre deux réponses musculaire à la stimulation électrique ; une réponse fréquentielle/temporelle qui est due à la fréquence de répétition, c'est-à-dire la durée minimale entre deux stimulus successif, et une réponse dite spéciale qui dépend du nombre de charges par surface excitée, c'est-à-dire que chaque fibre musculaire demande un nombre minimale de charge électrique pour provoquer une contraction et ce nombre dépend directement du diamètre de la fibre. La majorité des dispositifs sont basés sur cette dernière réponse, car la réponse fréquentielle a montré qu'elle peut causer de la fatigue chez le patient. Les stimulateurs basés sur la réponse spatiale font souvent des stimuli à intensité contrôlable. Mais le contrôle reste toujours stable et statique entre deux niveaux : contraction et repos. Des études ont montré que, d'un côté, ce principe limite le développement de la force musculaire à un niveau lié directement à l'intensité de stimulation, et au cours du temps le muscle devient habitué à ce niveau d'excitation. D'un autre côté, la variation brusque entre l'état de contraction et l'état de repos peut causer des effets secondaires à la suite d'une contraction importante et inattendue. De plus, la stimulation électrique progressive peut avérer de meilleurs effets de renforcement musculaire et récupération accélérée ainsi que dans la rééducation à long terme.

3. Objectif de l'invention

L'objectif de cette invention est d'améliorer la rééducation fonctionnelle et développer une meilleure flexibilité du rééducateur électrique pour s'adapter aux besoins thérapeutiques de chaque patient.

Ainsi, l'invention a notamment pour objectif de palier les inconvénients cités dans l'état de la technique en évitant la rééducation statique par l'introduction de la rééducation dynamique.

L'invention a également pour objectif de permettre la programmation du rythme de rééducation par l'édition des différents paramètres de stimulation ainsi que l'automatisation de rééducation progressive.

Le dispositif de rééducation est doté de deux types de commande de stimulation pour que l'utilisateur puisse choisir entre le contrôle manuel ou l'automatisation de l'électrostimulation.

La commande automatique désigne un point fort dans l'invention en permettant la rééducation progressive par paramétrer la stimulation électrique et adapter le dispositif au traitement désiré.

Notamment dans les salles de sport ou les clubs de body-building, l'invention a pour objectif de réaliser un renforcement musculaire pendant l'entraînement et accélérera la récupération musculaire.

Encore un autre objectif de l'invention est de jouer le rôle d'un défibrillateur en cas de crise cardiaque ou trouble de respiration et ceci grâce à l'interface utilisateur qui permet une grande flexibilité de paramétrage et de programmation.

4. Exposé de l'invention

L'invention est capable de réaliser les objectifs cités dans le paragraphe précédent à travers l'introduction d'une commande automatique dynamique et programmable. La commande automatique s'inspire du mouvement naturel des muscles, et sur ce principe nous avons inventé une onde progressive pour entraîner le muscle visé avec une flexibilité de contraction. Cette notion permet de toucher tous les niveaux des fibres musculaires en faisant varier l'entraînement et par conséquent le fonctionnement du muscle. Ce qui augmentera l'aboutissement au résultat dans un minimum de temps comme dans le cas de la récupération chez les athlètes.

Selon l'invention, le rééducateur propose deux types d'interfaces pour l'utilisateur. Via ces interfaces on règle les paramètres électriques de stimulation de la largeur du stimulus à l'intensité. Ce dernier paramètre est programmé via la dite interface pour créer une intensité qui varie progressivement dans le temps. Cette variation est traduite en apparence par une variation de force musculaire entre une valeur minimale et une valeur maximale en passant par des phases progressives de contraction et relaxation.

Selon l'invention l'architecture intégrée ainsi que l'interface réduite permettent au rééducateur d'être léger, portable, autonome et faible cout.

Selon l'invention, l'interface étendue via l'interface graphique permet au spécialiste du domaine comme le kinésithérapeute d'élargir les champs d'application du rééducateur et de faire des analyses et des enregistrements en temps réel des effets thérapeutiques de la stimulation.

5. Liste des figures

Figure 1 : Forme du signal de stimulation

Figure 2 : Schéma synoptique fonctionnel du Rééducateur

Figure 3 : Correspondance de la commande automatique au mouvement musculaire

Figure 4 : Interface du rééducateur

Figure 5 : Schéma fonctionnel de la commande programmable

Figure 6 : Etage de puissance

Figure 7 : Schéma de l'interface de commande

Figure 8 : Interface de commande sur LabVIEW: a- Face avant, b- Diagramme

6. Description détaillée

6.1. Rappel du principe de l'invention

Le principe de l'invention repose sur la génération d'un signal électrique de caractéristiques bien définies et d'intensité dynamique programmable. Le signal est généré grâce à une architecture intégrée en technologie FPGA. Les caractéristiques du signal sont définies par le microcontrôleur intégré ensuite le signal est adapté en puissance pour aboutir à un signal d'impulsion diphasique de haute tension.

L'invention permet notamment grâce à une commande programmable d'atteindre un entraînement musculaire dynamique et flexible en contraction. Le paramétrage est doté d'une marge très large pour couvrir toutes applications thérapeutiques y compris le défibrillateur et le Pacemaker.

6.2. Description technique

Le dispositif de rééducation adaptatif intégré permet la contraction du muscle d'une manière progressive afin de restaurer sa fonction par la génération d'un signal électrique bien défini (figure1). Son principe se base sur la génération d'impulsions plus ou moins larges et de fréquence bien spécifique. La valeur moyenne du signal est toujours nulle pour éviter une accoutumance du muscle, une ionisation cutanée indésirable ou une polarisation des prothèses métalliques.

Le prototype réalisé est dynamique avec une architecture intégrée; de la génération des impulsions de stimulations ; jusqu'à l'étage de sortie (figure 2). La partie numérique est conçue en VHDL et implémentée sur FPGA. Cette partie génère deux signaux identiques (V_1 et V_2), décalés dans le temps de Dt (μs) et de période T (ms). Ces deux signaux sont adaptés en puissance et combinés dans la partie analogique pour atteindre les hautes tensions en un seul signal bipolaire V_s .

Le dispositif est doté d'une commande programmable intégrée dans le module numérique. Cette dernière permet le contrôle du niveau d'amplitude en l'adaptant à l'entraînement progressif des muscles (figure 3) selon le concept : contraction (figure 3-a), maintien (figure 3-b), décontraction (figure 3-c) et repos (figure 3-d). L'exploitation du rééducateur est effectuée via une interface utilisateur avec des boutons de contrôle et un afficheur LCD pour qu'il soit portable et autonome avec une alimentation de 9 V (figure 4).

Une interface graphique étendue indépendante permet aux spécialistes le contrôle de l'électrothérapie et la supervision analytique du traitement et rend son utilisation avancée dans les salles de kinésithérapie.

6.3. Commande Programmable

Bien souvent les séances d'électrothérapie se résument à une succession des contractions musculaires avec des temps de contraction (t_c), maintien (t_m), décontraction (t_d) et repos (t_r) définis par le kinésithérapeute. Le nombre de séances et leur durée sont définis par le corps médical. Il faut donc pouvoir générer une forme d'onde dont les phases de contractions sont programmables à volonté. Ainsi, nous avons proposé une architecture intégrée qui facilite la personnalisation de l'entraînement musculaire par stimulation électrique. Le schéma électrique fonctionnel de la commande programmable est représenté par la figure 5.

Le microcontrôleur permet la génération de la forme numérique du signal de commande VB par un algorithme programmé sous une concaténation de quatre fonctions à compteur numériques.

Par l'intermédiaire de l'interface simplifiée en boutons et d'un afficheur LCD, l'utilisateur programme facilement les paramètres temporels pour fixer le niveau du signal de commande automatique.

Le convertisseur numérique analogique (DAC0808) transforme le signal numérique en un signal analogique tout en respectant les temps t_c , t_m , t_d et t_r . Ensuite ce dernier signal passera par une adaptation en puissance à l'étage de puissance présenté par la figure 6.

Le but de l'étage de puissance est de pouvoir adapter la puissance de V1 et V2 nécessaire à être injecter au transformateur (figure 6). Chaque demi-bobine du transformateur peut être considérée comme impédances des collecteurs des deux transistors. Quand V1 ou V2 est à l'état haut, cela provoque la saturation de l'un des transistors, en mettant ainsi une demi-bobine à la masse, ainsi de suite. A la sortie du transformateur un signal de stimulation V_s de valeur moyenne nulle et de période 20 ms. La tension de sortie V_s du transformateur est fonction du rapport de transformation à vide η et la tension V_B :

$$V_s = \eta \cdot (V_B - V_{cesat})$$

Pour régler l'amplitude de V_s , il suffit donc de faire varier V_B , pour cela on a deux possibilités, soit une commande manuelle ou programmable.

Le stimulateur est adapté à une interface de commande automatique et manuelle réalisées sous LabVIEW. Cette interface permet de manière plus simple et conviviale la programmation et la visualisation de la forme du signal de commande et des différents signaux du stimulateur électrique (figure 7).

L'acquisition de différents signaux issus du stimulateur électrique est réalisée par la carte d'acquisition NI-USB 6281 (DAQ) de National Instruments. Le périphérique NI-USB 6281 offre 16 voies d'entrée analogique asymétriques (18-bit, 625 kS/s), deux voies de sortie analogique (16-bit, 2.8 MS/s), 24 voies d'entrée/sortie numériques ainsi qu'un compteur de 32 bits et une interface USB pleine vitesse. La figure 8 illustre la face-avant et le diagramme développé sous LabVIEW, pour l'acquisition, la supervision et l'enregistrement en temps réel. Le stimulateur est conçu de manière à éviter la régulation automatique de l'amplitude du courant par l'utilisateur pour éviter le risque d'une dissipation d'énergie en régulation avant la phase de la stimulation.

L'utilisateur peut adapter le temps d'acquisition à la période du signal à mesurer dépendant de l'état du patient. Ainsi, le dispositif mis au point fonctionne avec une alimentation autonome à pile ou accumulateur pour garantir une protection totale contre l'électrisation, et avec une grande marge de variation d'amplitude de sortie.

Revendications

- 1- Dispositif formant un rééducateur adaptatif intégré, caractérisé en ce qu'il est constitué d'une partie numérique, une partie analogique, un convertisseur numérique analogique et d'une interface utilisateur pour le contrôle.
- 2- Selon la revendication 1, la partie numérique développée dans ce rééducateur de ce qu'elle est constituée est caractérisé par la génération des stimuli bien définis et d'intensité contrôlée
- 3- Selon les revendications 1 et 2, la commande automatique de ce qu'elle est constituée génère un signal de commande à partir des paramètres temporels délivrés par l'utilisateur via une interface réduite ou graphique étendue.
- 4- Selon les revendications 1, 2 et 3, l'interface réduite de ce qu'elle est constituée permet le stockage et le réglage des programmes de rééducation pour une réhabilitation progressive des muscles selon le besoin thérapeutique.
- 5- Selon les revendications 1, 2, 3 et 4, l'interface graphique développée de ce qu'elle est constituée est caractérisée par le contrôle indépendant et la supervision du dispositif.
- 6- Selon les revendications 4 et 5, les deux interfaces sont développées pour assurer la portabilité pour l'utilisation dans les salles de sport ou le contrôle et la supervision d'un patient dans les cabinets de kinésithérapie.
- 7- Selon toutes les revendications précédentes, le rééducateur conçu est caractérisé par son architecture intégrée, portable, autonome et bien adaptée en temps réel pour des applications de réhabilitation des muscles avec électrostimulation statique ou progressive et dynamique selon le besoin thérapeutique ou l'état du patient.
- 8- Selon la revendication 7, l'invention de ce qu'elle est constituée est basée sur une architecture intégrée et adaptative assurant la réduction du coût de fabrication et une rééducation fonctionnelle dynamique et performante.
- 9- Selon les revendications 7 et 8, le dispositif de ce qu'il est constitué et contrairement à ce qui existait dans le marché peut s'adapter à plusieurs applications thérapeutiques tout en assurant une électrostimulation progressive au court de la séance de rééducation.
- 10- Selon les revendications 7, 8 et 9, le dispositif est capable de jouer le rôle d'un défibrillateur pour l'animation cardiaque, et ce grâce à la simplicité de son paramétrage.

Figures

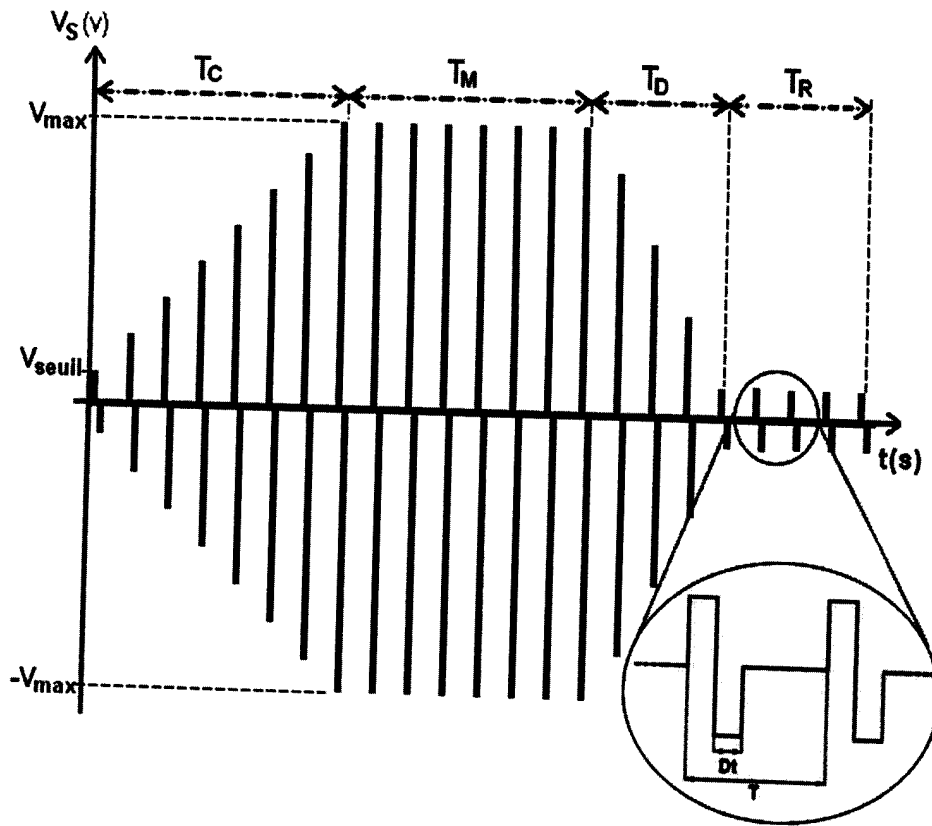


Figure 1

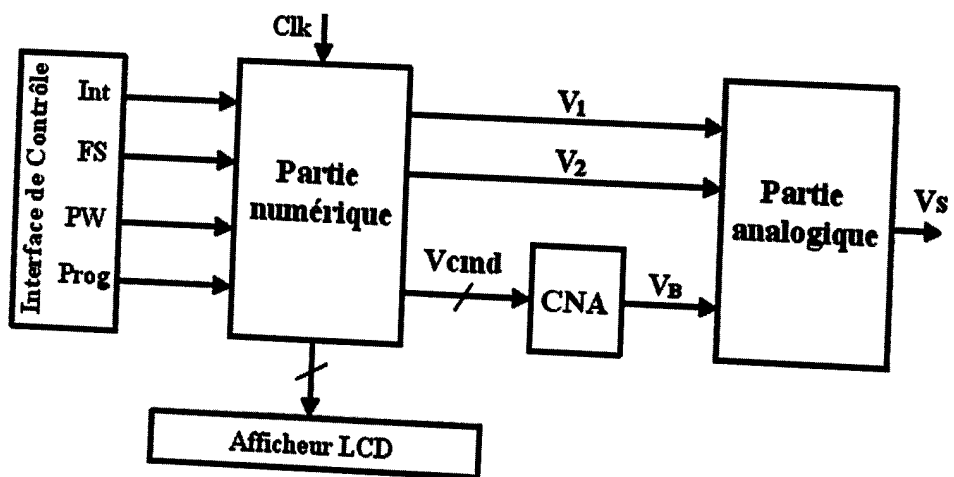


Figure 2

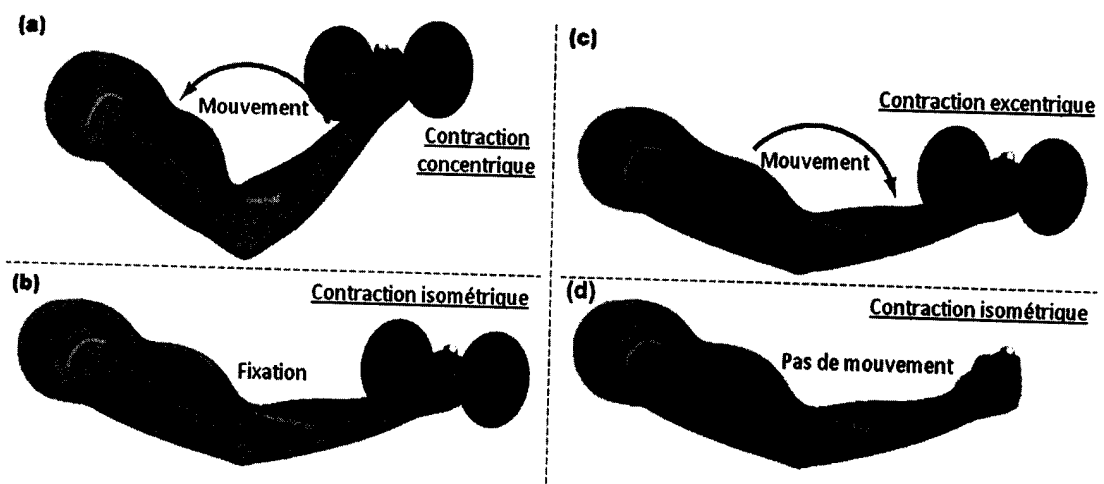


Figure 3

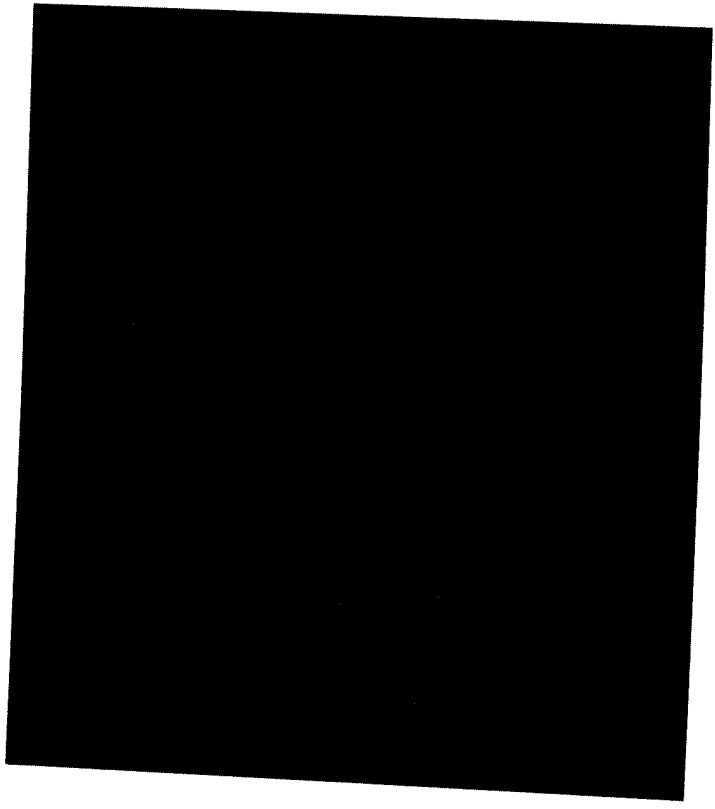


Figure 4

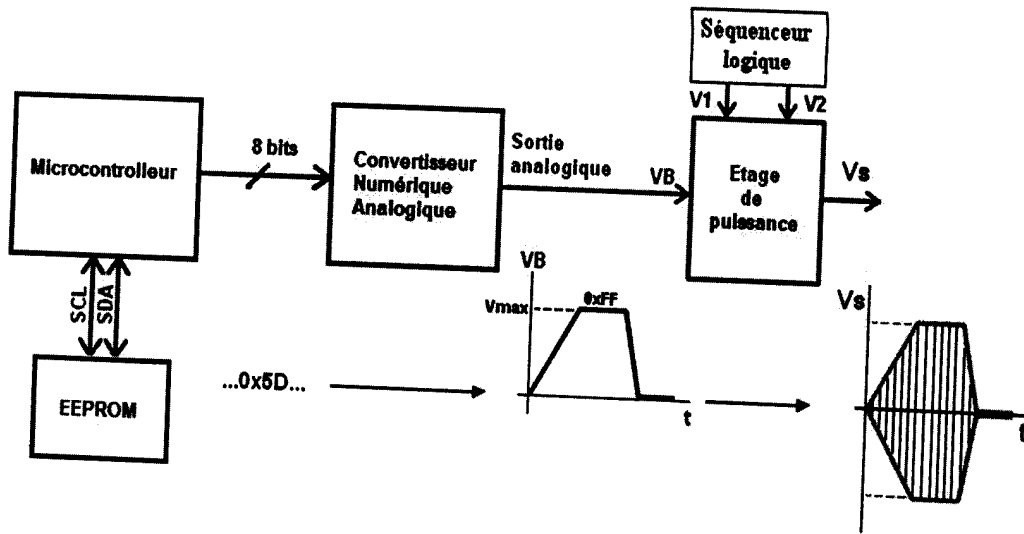


Figure 5

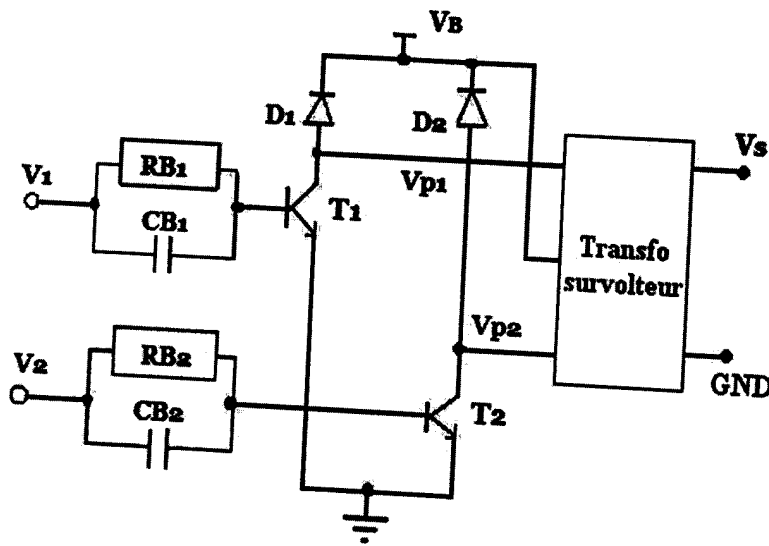


Figure 6

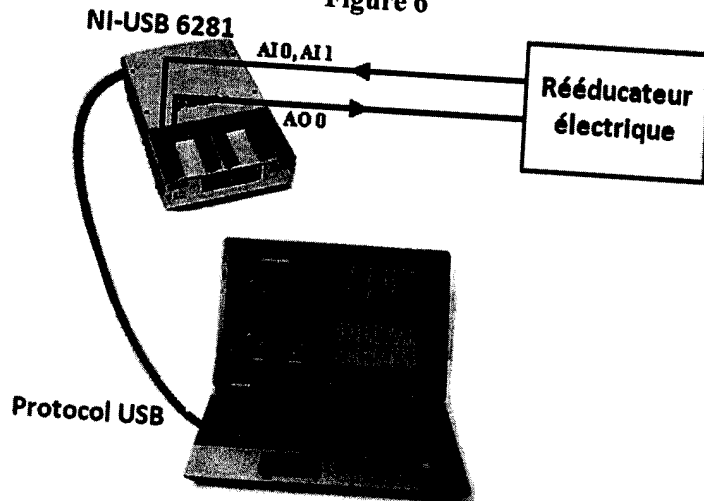


Figure 7

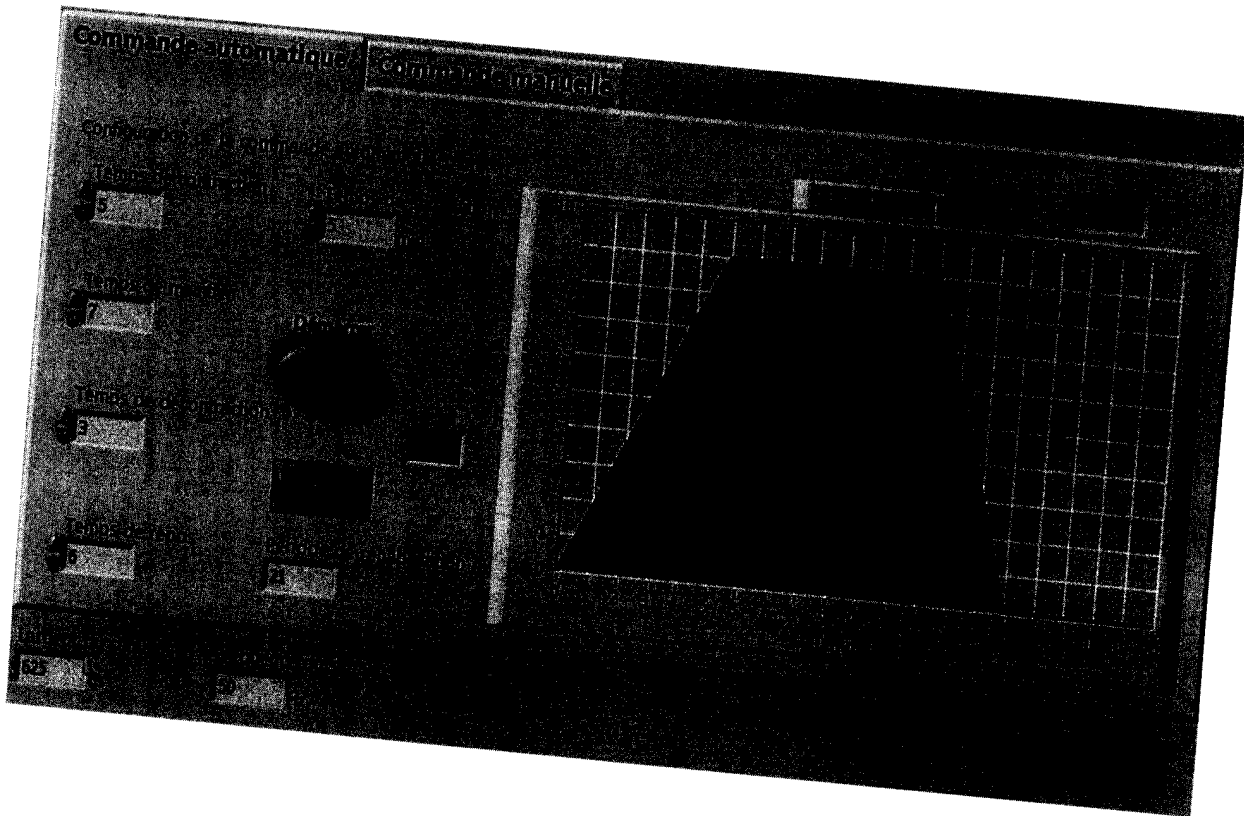


Figure 8 - a

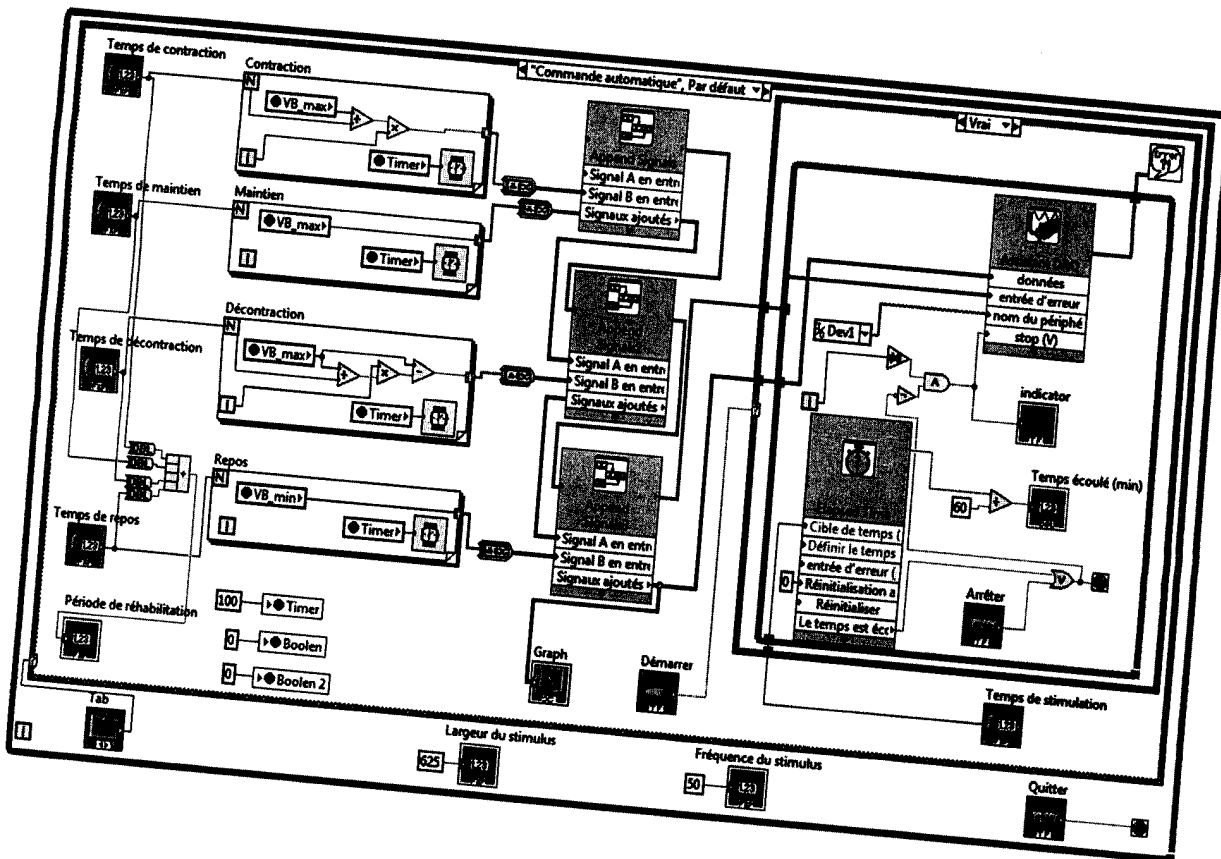


Figure 8 - b

ROYAUME DU MAROC

OFFICE MAROCAIN DE LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE ET COMMERCIALE



المملكة المغربية
المكتب المغربي
للملكية الصناعية والتجارية

RAPPORT DE RECHERCHE DEFINITIF AVEC OPINION SUR LA BREVETABILITE

Établi conformément à l'article 43.2 de la loi 17-97 relative à la
protection de la propriété industrielle telle que modifiée et
complétée par la loi 23-13

Renseignements relatifs à la demande	
N° de la demande : 40052	Date de dépôt : 08/02/2017
Déposant : ECOLE SUPERIEURE DE TECHNOLOGIE DE MEKNES - ESTM	
Intitulé de l'invention : DISPOSITIF DE REEDUCATION ADAPTATIF INTEGRE	
Classement de l'objet de la demande : CIB : A61N1/372, A61N1/04, A61N1/375, A61N1/32, A61N1/36	
Le présent rapport contient des indications relatives aux éléments suivants :	
Partie 1 : Considérations générales	
<input checked="" type="checkbox"/> Cadre 1 : Base du présent rapport <input type="checkbox"/> Cadre 2 : Priorité	
Partie 2 : Opinion sur la brevetabilité	
<input type="checkbox"/> Cadre 3 : Remarques de clarté <input type="checkbox"/> Cadre 4 : Observations à propos de revendications modifiées qui s'étendent au-delà du contenu de la demande telle qu'initialement déposée <input checked="" type="checkbox"/> Cadre 5 : Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle <input type="checkbox"/> Cadre 6 : Défaut d'unité d'invention	
Examineur: BAMI MOHAMMED	Date d'établissement du rapport : 28/11/2018
Téléphone: (+212) 5 22 58 64 14	

Partie 1 : Considérations générales
<p>Cadre 1 : base du présent rapport</p> <p>Les pièces suivantes servent de base à l'établissement du présent rapport :</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Demande telle qu'initialement déposée</p> <p><input checked="" type="checkbox"/> Demande modifiée suite à la notification du rapport de recherche préliminaire :</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Revendications</u> 1-10 <p><input type="checkbox"/> Observations à l'appui des revendications maintenues</p> <p><input type="checkbox"/> Observations des tiers suite à la publication de la demande</p> <p><input type="checkbox"/> Réponses du déposant aux observations des tiers</p> <p><input type="checkbox"/> Nouveaux documents constituant des antériorités :</p> <ul style="list-style-type: none"> • <u>Suite à la recherche complémentaire</u> (Couvrant les documents de l'état de la technique qui n'étaient pas disponibles à la date de la recherche préliminaire) • <u>Suite à la recherche additionnelle</u> (couvrant les éléments n'ayant pas fait l'objet de la recherche préliminaire) <p><input type="checkbox"/> Observations à l'encontre de la décision de rejet</p>
Partie 2 : Opinion sur la brevetabilité

Cadre 5: Déclaration motivée quant à la Nouveauté, l'Activité Inventive et l'Application Industrielle		
Nouveauté (N)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non
Activité inventive (AI)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non
Possibilité d'application Industrielle (PAI)	Revendications 1-10 Revendications aucune	Oui Non

D1 : Computer-controlled portable stimulator for paraplegic patients JOURNAL OF BIOMEDICAL ENGINEERING,
XP022444996; BUTTERWORTH, GUILDFORD, GB;

1. Nouveauté (N) :

Aucun document ne divulgue l'objet des revendications 1-10 qui est donc nouveau au sens de l'article 26 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

2. Activité inventive (AI) :

Le document D1 divulgue :

Un rééducateur adaptatif intégré (voir Abrégé) caractérisé en ce qu'il est constitué d'une partie numérique et une partie analogique et un convertisseur numérique analogique (voir figures 2 et 3) et d'une interface utilisateur pour le contrôle (voir figure 1 a et b ; et la partie de la description qui précise que l'activation et le timing sont contrôlés manuellement par le patient).

La partie numérique développée dans ce rééducateur génère des stimuli bien définis et d'intensité contrôlée (voir Abrégé).

L'objet de la revendication 1 diffère de D1 en ce que le dispositif génère un stimulus bi-phasique.

Le problème objectif que la présente demande se propose de résoudre peut donc être considéré comme : Minimiser le risque de brûlures des fibres musculaires et nerveuses du corps.

La solution proposée implique une activité inventive puisqu'aucun document de l'état de la technique ne contient un enseignement ou une suggestion qui aurait incité l'homme du métier à adopter la solution de la revendication 1 sans faire preuve d'esprit inventif.

L'objet des revendications 1-10 implique une activité inventive au sens de l'article 28 de la loi 17/97 telle que modifiée et complétée par la loi 23/13.

3. Possibilité d'application industrielle (PAI) :

L'objet de la présente invention est susceptible d'application industrielle au sens de l'article 29 de la loi 17-97 telle que modifiée et complétée par la loi 23-13, parce qu'il présente une utilité déterminée, probante et crédible.