



(12) FASCICULE DE BREVET

(11) N° de publication :
MA 35794 B1

(51) Cl. internationale :
A61N 1/05; H03K 3/78

(43) Date de publication :
01.12.2014

(21) N° Dépôt :
35940

(22) Date de Dépôt :
27.05.2013

(71) Demandeur(s) :
UNIVERSITE MOULAY ISMAIL, MARJANE 2, BP:298 MEKNES (MA)

(72) Inventeur(s) :
bri seddik ; abdelrhani nakheli

(74) Mandataire :
Errakhi Rafik

(54) Titre : **simulateur électrique**

(57) Abrégé : Ce brevet a pour finalité de concevoir un stimulateur électrique, en appliquant directement des stimulations sur la peau à l'aide d'électrodes de surface. Ce stimulateur se base sur une architecture composée: d'une horloge à base du circuit Timer NE555. Ce circuit permet d'ajuster la fréquence du signal de stimulation en fonction du traitement recherché.

Abrégé

Ce brevet a pour finalité de concevoir un stimulateur électrique, en appliquant directement des stimulations sur la peau à l'aide d'électrodes de surface.

Ce stimulateur se base sur une architecture composée: d'une horloge à base du circuit Timer NE555. Ce circuit permet d'ajuster la fréquence du signal de stimulation en fonction du traitement recherché.

La sortie de l'horloge sera connecté au séquenceur logique qui va générer deux signaux identiques, mais décalés dans le temps de 625 μ s et de période 20 ms et en fin, pour que ces signaux atteignent les hautes tensions on les amplifie à l'aide d'un étage de puissance et un transformateur afin d'obtenir un seul signal de stimulation $V_s(t)$ de valeur moyenne nulle. La commande et l'acquisition de différents signaux issus du stimulateur électrique sont effectuées par une interface conviviale développée par LabVIEW.

2014
01 DEC 2014

STIMULATEUR ELECTRIQUE

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est l'une des solutions technologiques actuellement envisagée pour la réhabilitation de certaines fonctions chez les patients paraplégiques.

Les techniques de (SEF) permettent de restaurer partiellement certaines déficiences du système nerveux dues à un accident (lésion médullaire) ou une maladie.

L'objectif de ce brevet est de proposer un circuit de stimulation électrique permettant la contraction du muscle afin de restaurer sa fonction par la génération d'un signal électrique. Son principe de base repose sur la génération d'impulsions plus ou moins larges et de fréquence bien spécifique (figure 1). La valeur moyenne du signal est toujours nulle, ce qui évite une accoutumance du muscle, une ionisation cutanée indésirable ou une polarisation des prothèses métalliques.

Le principe utilisé se base sur la réadaptation fonctionnelle avec des caractéristiques suivantes :

Dt (secondes) = 5×10^{-4} , fréquence (Hz) = 50 et une amplitude crête à crête, variant de 100 à 150.

Ainsi, le montage du stimulateur électrique est composé de l'horloge, le séquenceur logique, l'étage de puissance, un système de commande manuelle ou programmable et une interface de d'acquisition et de supervision en temps réel. Les temps t_c , t_m , t_d et t_r correspondent respectivement au temps de contraction, de maintien, de contraction et de repos du muscle (figure 2). Le schéma fonctionnel du stimulateur est représenté sur la figure 3. Ce stimulateur permet de générer des impulsions de largeur 625 μs , de période 20 ms et d'amplitude réglable. L'horloge permet de régler la fréquence du signal à la valeur voulue, tout en fixant les valeurs des résistances R_a et P_1 . L'horloge est fournie par un circuit Timer NE555 (figure 4). La sortie de notre horloge est un signal V_1 de fréquence 50 Hz et de temps de montée égal à 625 μs . La période d'oscillation T est égale à la somme de la durée de charge du condensateur (V_c variant de $1/3 V_{alim}$ à $2/3 V_{alim}$) et de la durée de décharge (V_c variant de $2/3 V_{alim}$ à $1/3 V_{alim}$).

$$T = C \cdot \ln 2 \cdot (R_1 + 2 R_2)$$

T est indépendant de la tension d'alimentation. Le temps de montée; implicitement la période du signal de sortie est fonction de R_2 . Les signaux obtenus sont présentés sur la figure 5. Le but du montage du séquenceur (figure 6) est de fournir à sa sortie un signal V_2 , de même amplitude, de même période et surtout de même temps de montée que V_1 .

Lorsque V_1 est à l'état haut, le condensateur C_1 se charge à travers la résistance R_1 , et lorsque la charge du condensateur atteint V_- , le basculement du premier amplificateur à l'état haut, le temps de charge du condensateur est minutieusement réglé par la résistance R_1 de telle façon à atteindre V_- à la moitié du temps de montée de V_1 , le condensateur continuera à se charger

pendant l'autre moitié du temps monté donc jusqu'à ce que V_1 tend vers zéro, là commencera la décharge du condensateur.

La tension du condensateur va décroître jusqu'à atteindre V_- à un temps égal à la moitié temps de monté. Au point B un signal identique à V_1 mais décalé dans le temps de $312,5 \mu s$ égale à la moitié du temps de monté de V_1 . A la sortie du séquenceur, un signal V_2 identique à celui du point C mais décalé dans le temps de $312,5 \mu s$, et donc le signal V_2 sera décalé de $625 \mu s$ de V_1 (figure 7).

Le but de l'étage de puissance est de pouvoir adapter la puissance de V_1 et V_2 nécessaire à être injecter au transformateur (figure 8). Chaque demi-bobine du transformateur peut être considérée comme impédances des collecteurs des deux transistors. Quand V_1 ou V_2 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.

- **Commande manuelle**

On sait que la tension V_s de stimulation dépend directement de V_B , donc si on agit sur V_B , implicitement nous agissons sur V_s (figure 9). La tension aux bornes de e^+ sera varié à l'aide du potentiomètre, cette tension V_+ , à partir de propriétés de l'amplificateur. V_+ égal à V_- , donc égal à V_B , ce qui implique que tout variation en tension de V_+ est transmise directement à V_B , et le courant de sortie proviendra directement du collecteur.

- **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 (figure 10), dont les temps sont programmables à volonté. Le schéma fonctionnel de la commande programmable est représenté par la figure 11. Une horloge de 33 Hz va permettre, grâce à un compteur 12 bits, l'adressage d'une mémoire contenant les octets représentant la forme d'onde désirée. Un convertisseur numérique analogique transforme ces octets en une tension qui, par intermédiaire d'un étage de puissance, va permettre une stimulation automatique et programmable du muscle (figure 11).

Un cycle de contraction musculaire sera représenté au maximum par 212 Octets soit 4096 Octets. La période de l'horloge étant de $30 \mu s$. Le temps maximum d'un cycle sera égal à :

$t_{\max} = 4096 \times 30 / 1000 = 124 \text{ s} = 2 \text{ min}$. L'utilisation d'une mémoire de 32 KO permettra la programmation de huit formes d'ondes différentes. Le schéma électronique de la commande programmable (figure 12).

Le bit D0 de la mémoire permet la remise à zéro du comptage lorsque le nombre d'octets de la forme d'onde est inférieur à 4096. Sept seulement des huit bits du convertisseur numérique analogique sont utilisés. Ce qui représente 128 niveaux de tension compris entre 0V et 2.56 V soit un incrément de 20 mV. L'amplitude maximum de la stimulation reste réglable de façon analogique par l'opérateur à l'aide de PG (figure 13).

L'acquisition de différents signaux issus du stimulateur électrique est réalisée par la carte d'acquisition NI USB 6009 (DAQ) de National Instruments. Le périphérique NI USB 6009 offre une connexion à huit voies d'entrée analogique asymétriques (14-bit, 48 kS/s), deux voies de sortie analogique (12-bit, 150 S/s), 12 voies d'entrée/sortie numériques ainsi qu'un compteur de 32 bits et une interface USB pleine vitesse (figure 14).

L'utilisateur peut adapter le temps d'acquisition à la période du signal à mesurer dépendant de l'état du patient. Ce stimulateur fonctionne avec une alimentation autonome à pile ou accumulateur 9 V ou 12 V pour garantir une complète protection contre l'électrisation. Le dispositif réalisé est présenté sur la figure 14.

Description des figures.

Figure 1 : Principe de réadaptation fonctionnelle

Figure 2 : Différents temps de stimulations

Figure 3 : Schéma fonctionnel du stimulateur

Figure 4 : Montage de l'horloge : NE555

Figure 5 : Signal de sortie de NE555 (broche 3) et de V1

Figure 6 : Séquenceur logique

Figure 7 : Tensions V1 et V2

Figure 8 : Schéma de l'étage de puissance

Figure 9 : Etage de commande manuelle

Figure 10 : Forme d'onde de la commande programmable

Figure 11 : Schéma fonctionnel de la commande programmable

Figure 12 : Schéma électronique de la commande programmable

Figure 13 : Etage de puissance de la commande programmable

Figure 14 : Photo du dispositif réalisé

MA

35794B1

Liste des figures

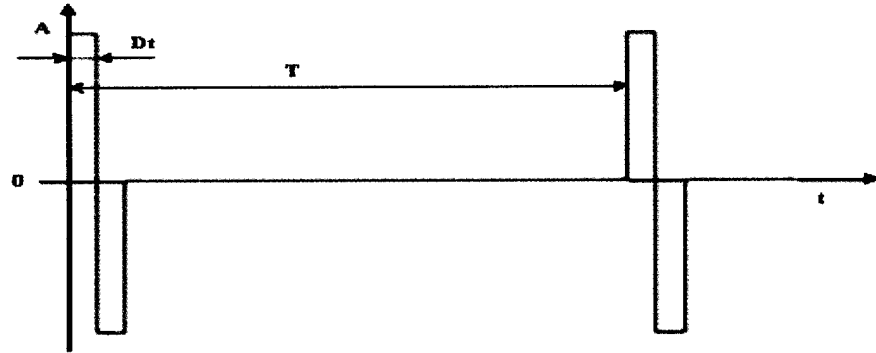


Figure 1

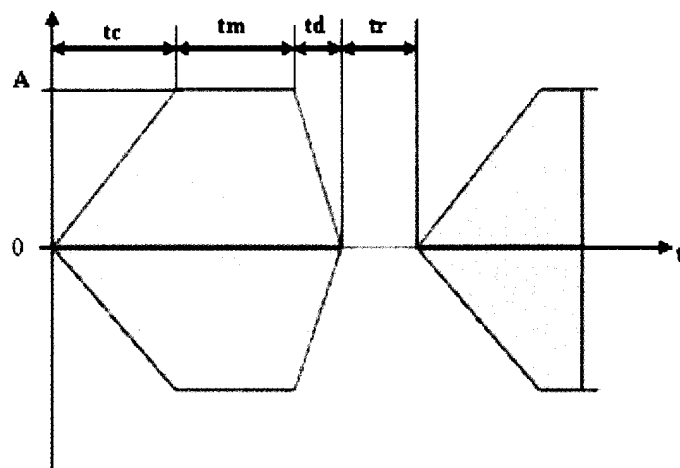


Figure 2

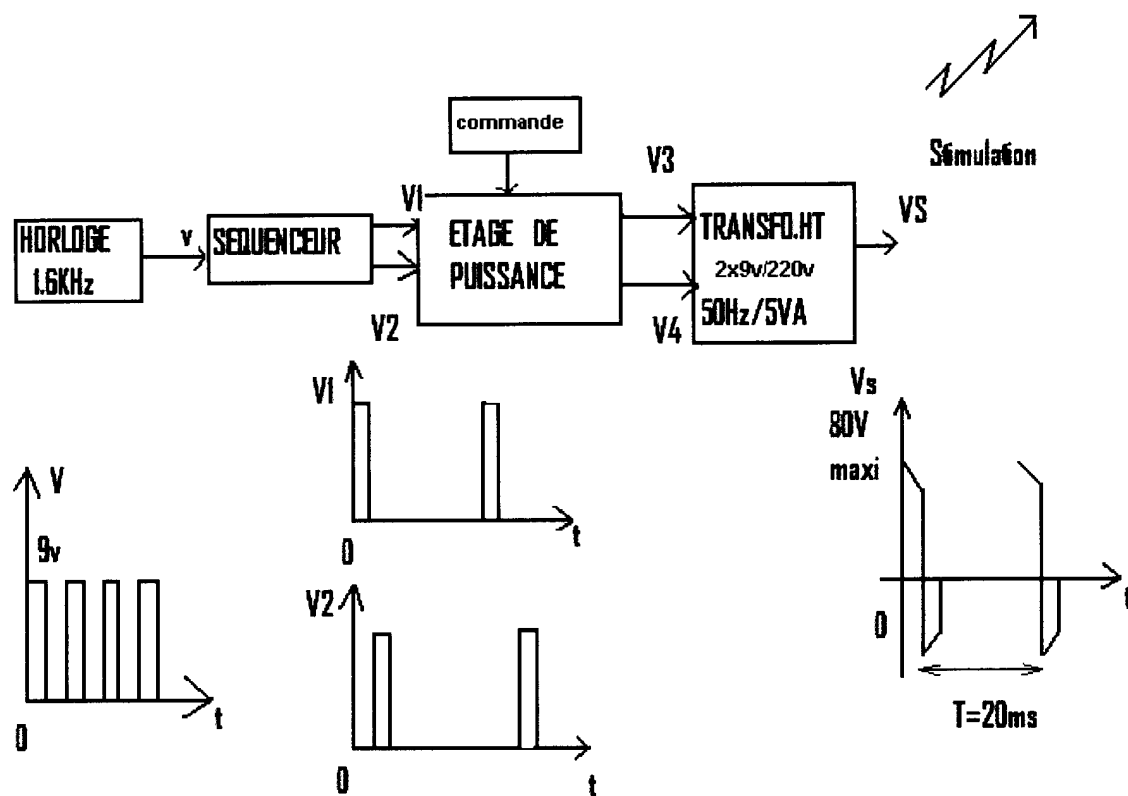


Figure 3

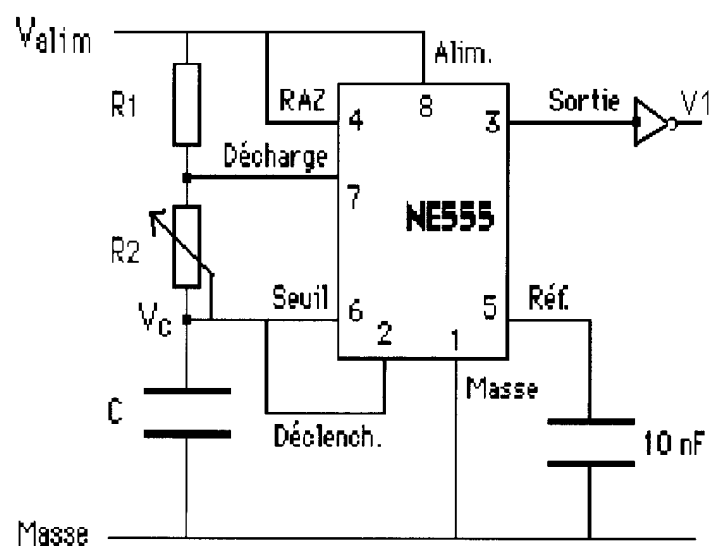


Figure 4

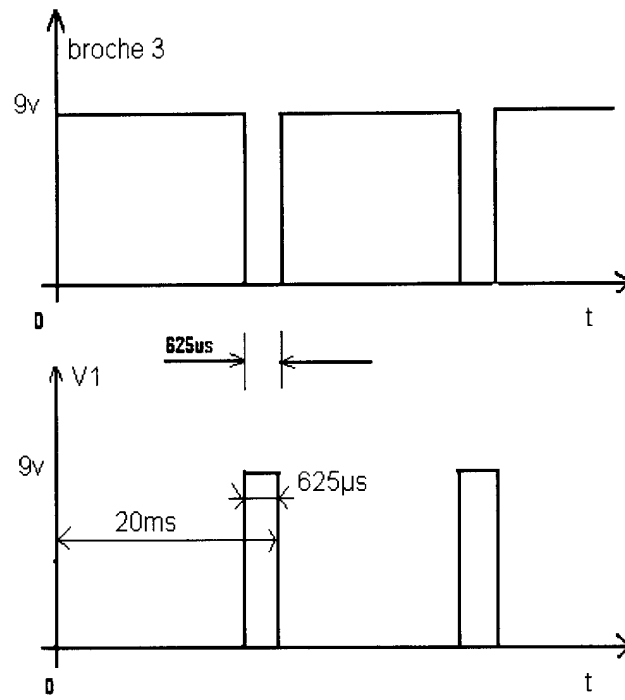


Figure 5

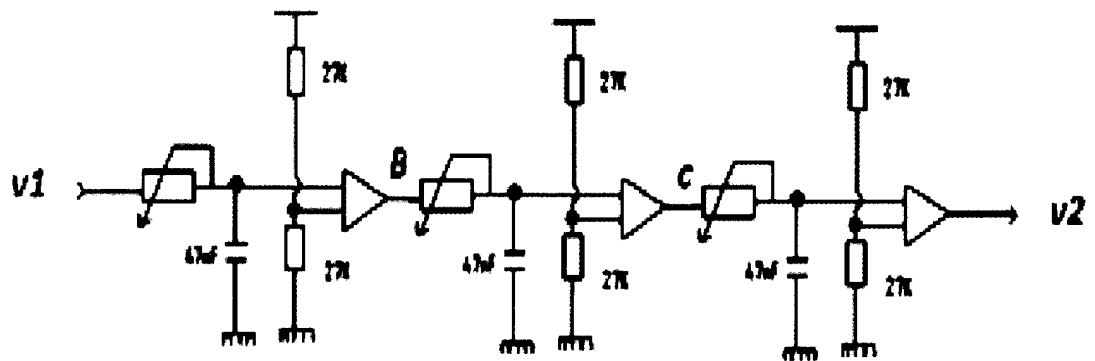


Figure 6

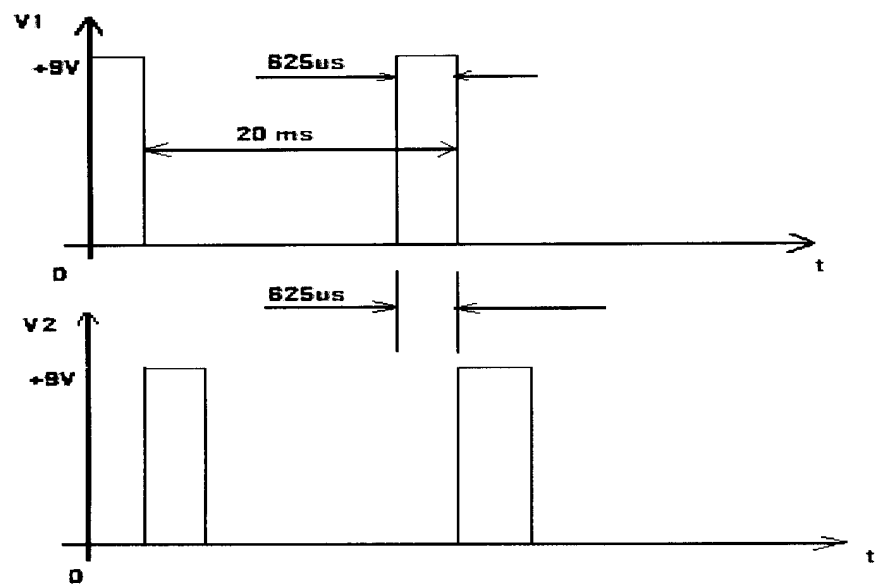


Figure 7

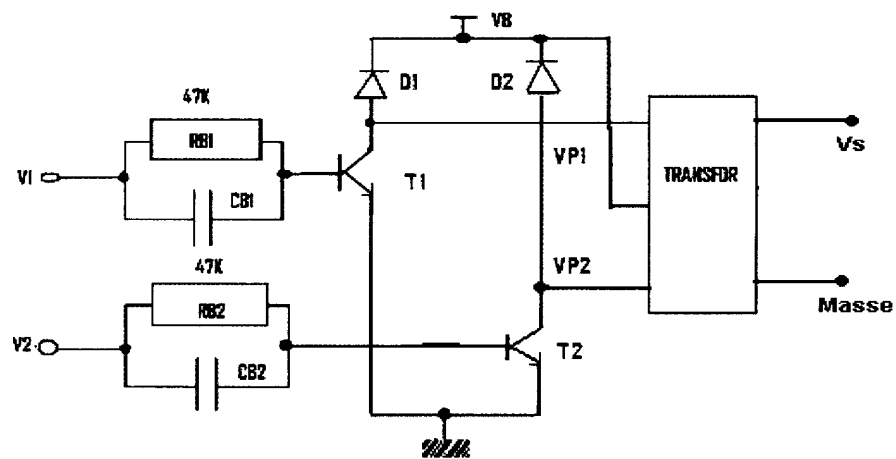


Figure 8

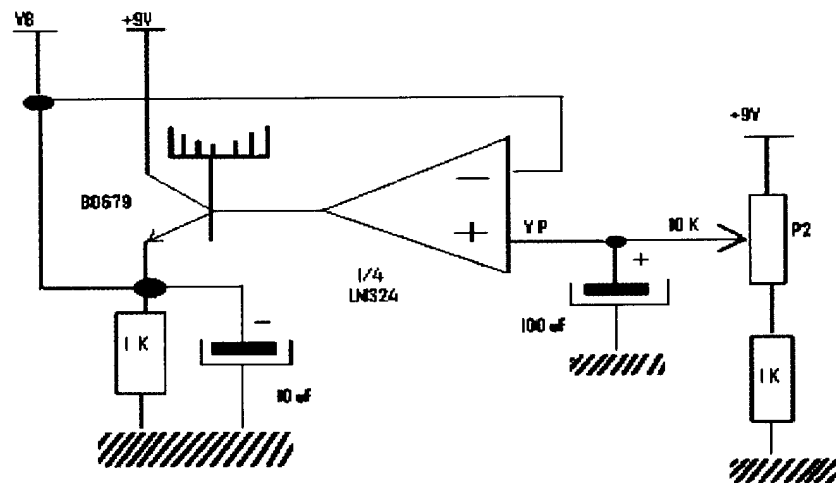


Figure 9

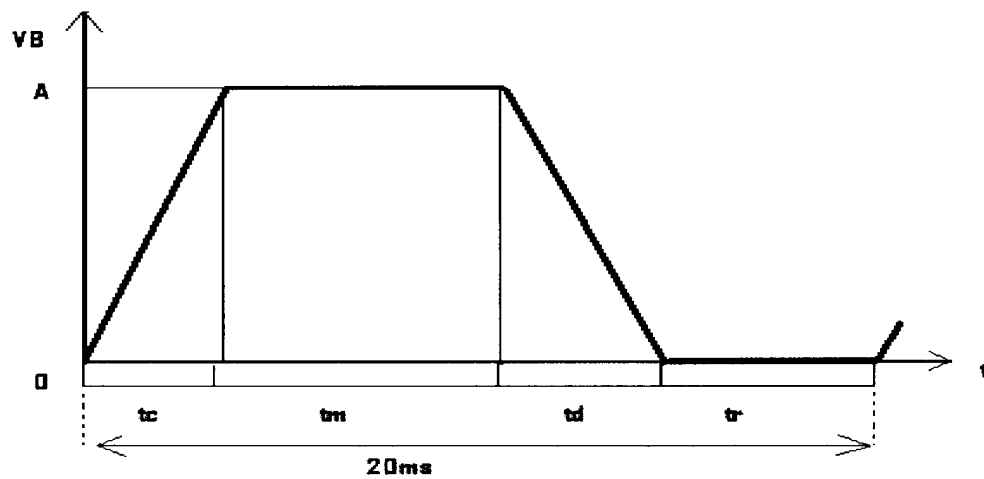


Figure 10

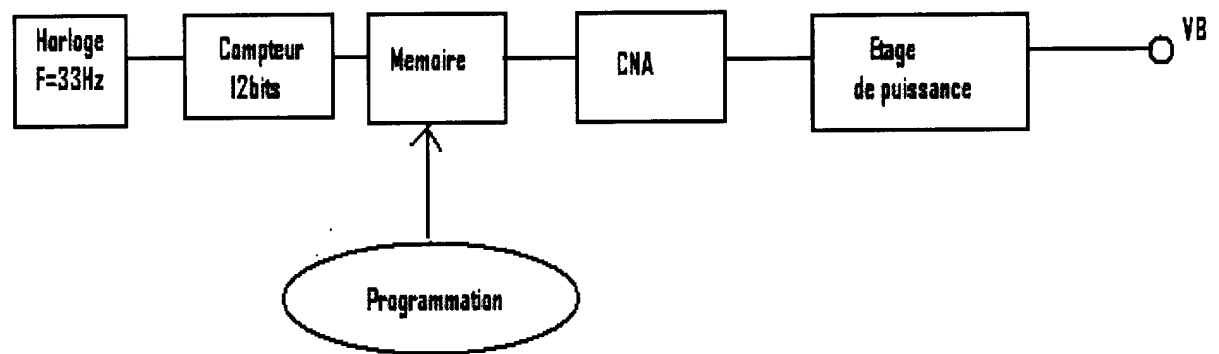


Figure 11

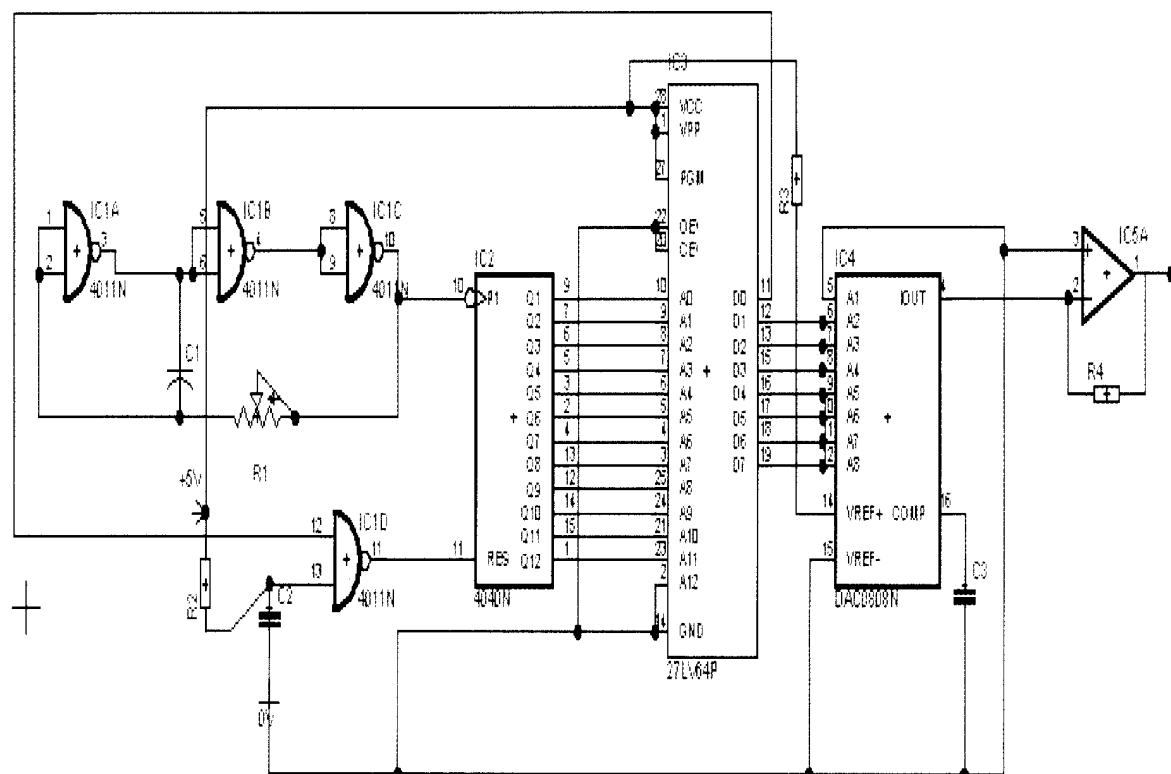
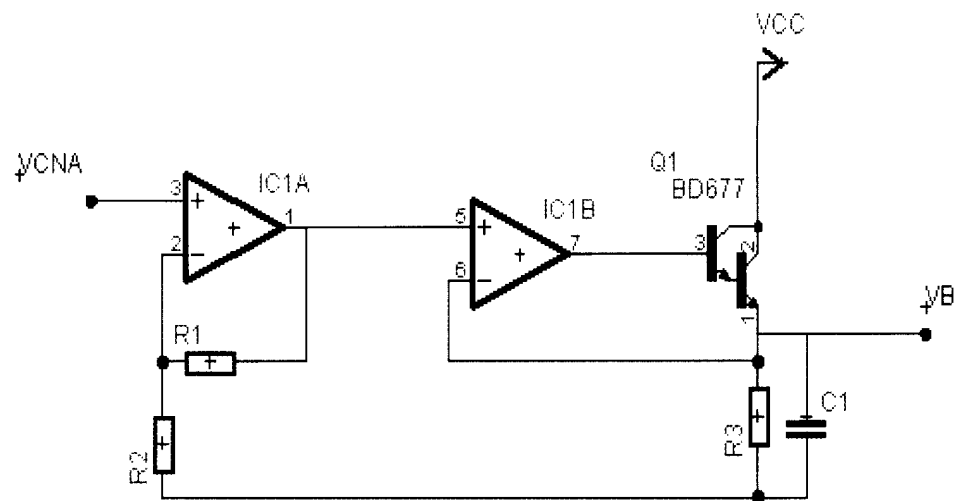


Figure 12

**Figure 13****Figure 14**