

Traitement d'Électroencéphalographie (EEG)

Réalisé par : **ABBADI YOUSSEF**

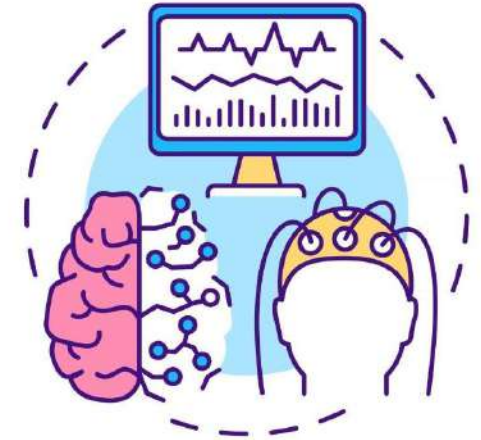
Numéro d'inscription : **OJ024T**

Encadré par : **Mr. Mazroui Fathallah**

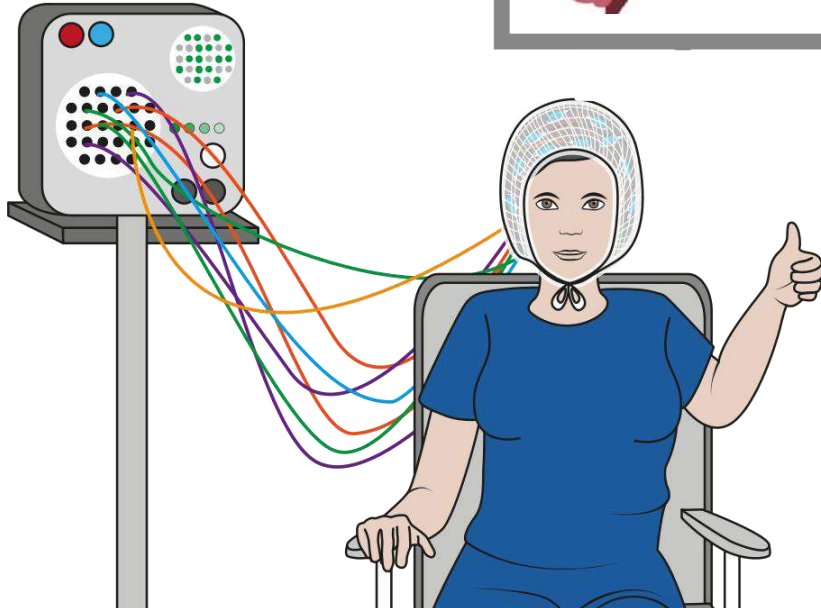
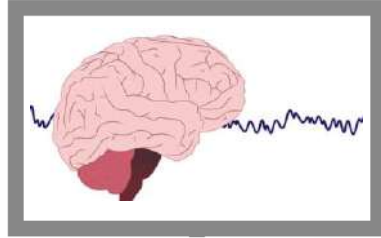
CPGE LYCÉE OMAR IBN ABDELAZIZ OUJDA TSI

Thème : Santé et prévention

2021-2022



Plan de travail



01. Introduction

02. Conception :

» Description du système

» Analyse et conception

03. Mise en œuvre :

» Schématisation et traitement de circuit électrique

» Création d'interface mobile et connexion avec le système

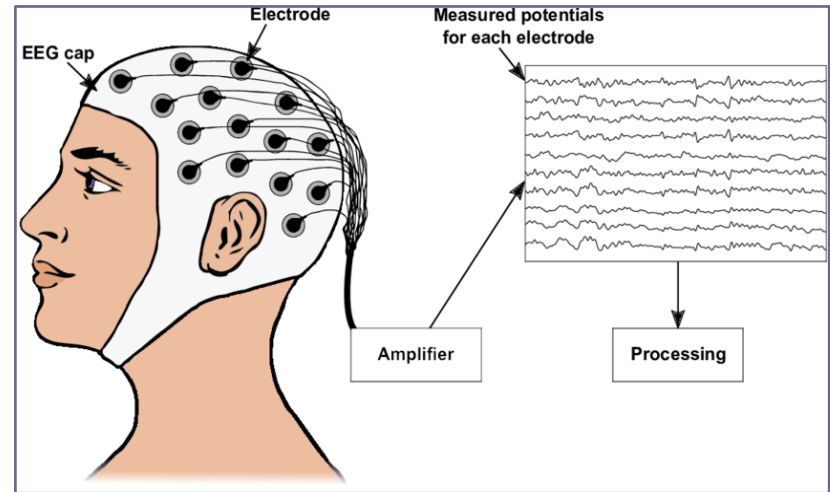
04. Test expérimental

05. Conclusion

I. Introduction

Présentation :

» Le système EEG est un appareil qui fait l'analyse de signal électroencéphalogramme produit par les cellules du cerveau, ce signal présente un outil précieux en diagnostic médical et surtout en neurologie, puisque c'est à travers ce signal nous pouvons interpréter l'état sanitaire de l'être humain ainsi que analyser l'activité électrique de cerveau.



I. Introduction

Problématique :

» Malgré le développement de la technologie, il existe encore plusieurs lacunes dans le domaine sanitaire; en ce qui concerne les maladies neurologiques, il y'a une charge importante face aux médecins pour gérer les visites fréquentes qui impactent sur la santé morale des patients, et parfois ces malades sont à la peine de ne pas trouver des créneaux disponibles pour ce test électrodiagnostic.

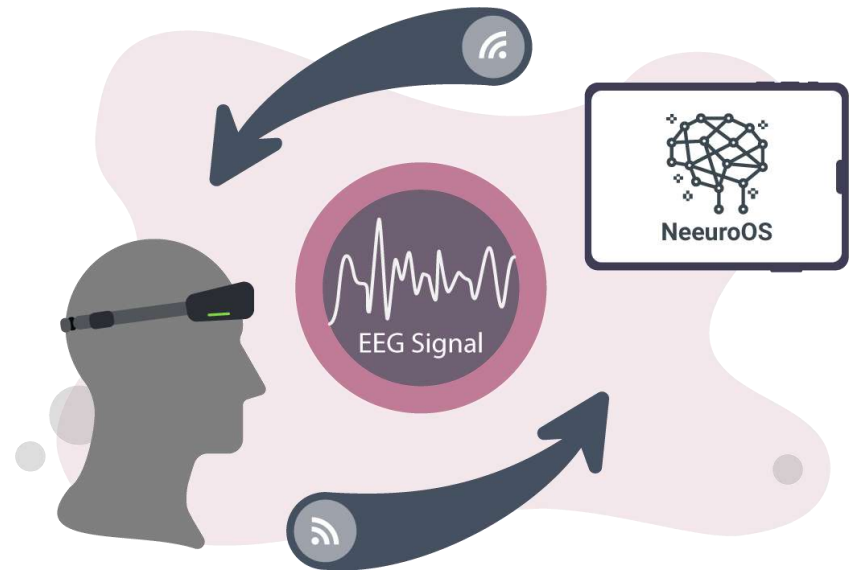


Cabinet de neurologie Dr. Amine NINEB

I. Introduction

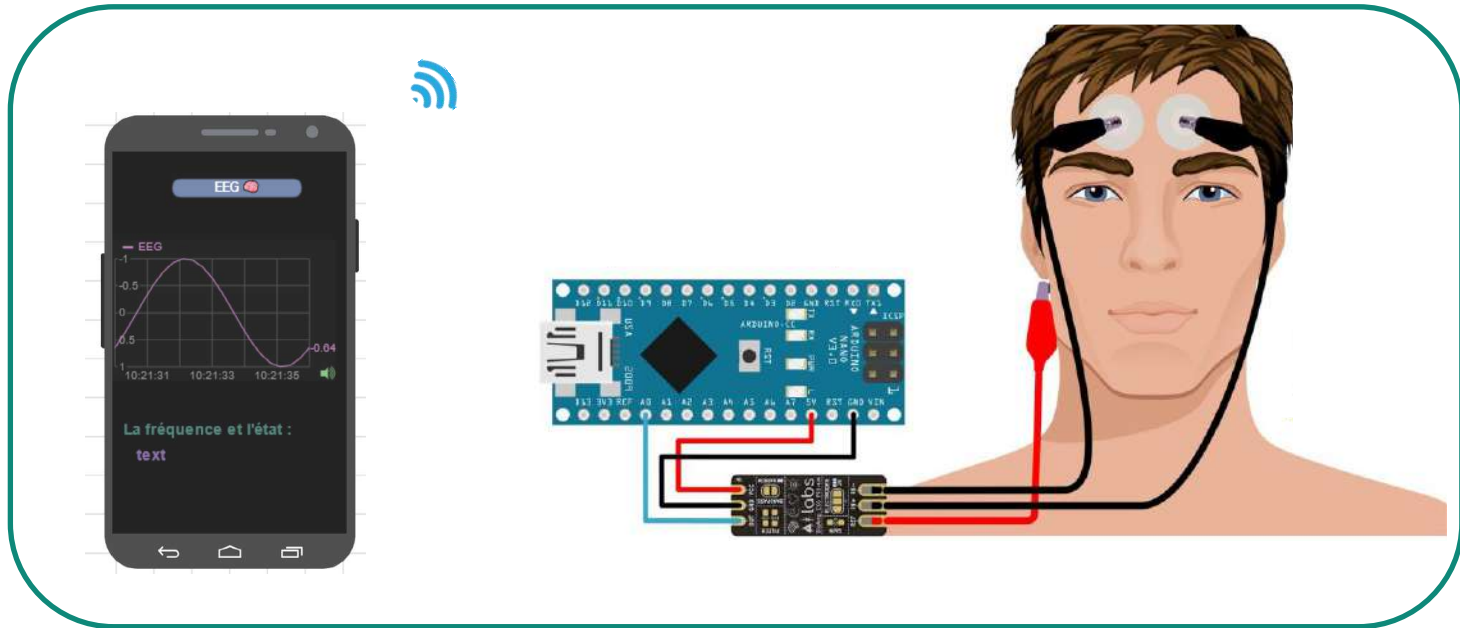
Solution proposée :

» Notre système s'agit de schématiser et digitaliser l'électroencéphalographie en donnant la possibilité de le gérer distancieusement par un réseau sans fil afin d'offrir plus de simplicité et du confort au patient, et même au médecin neurologue, tout en restant conforme aux mesures sanitaires qui seront respectées en permanence loin des visites fréquentes.



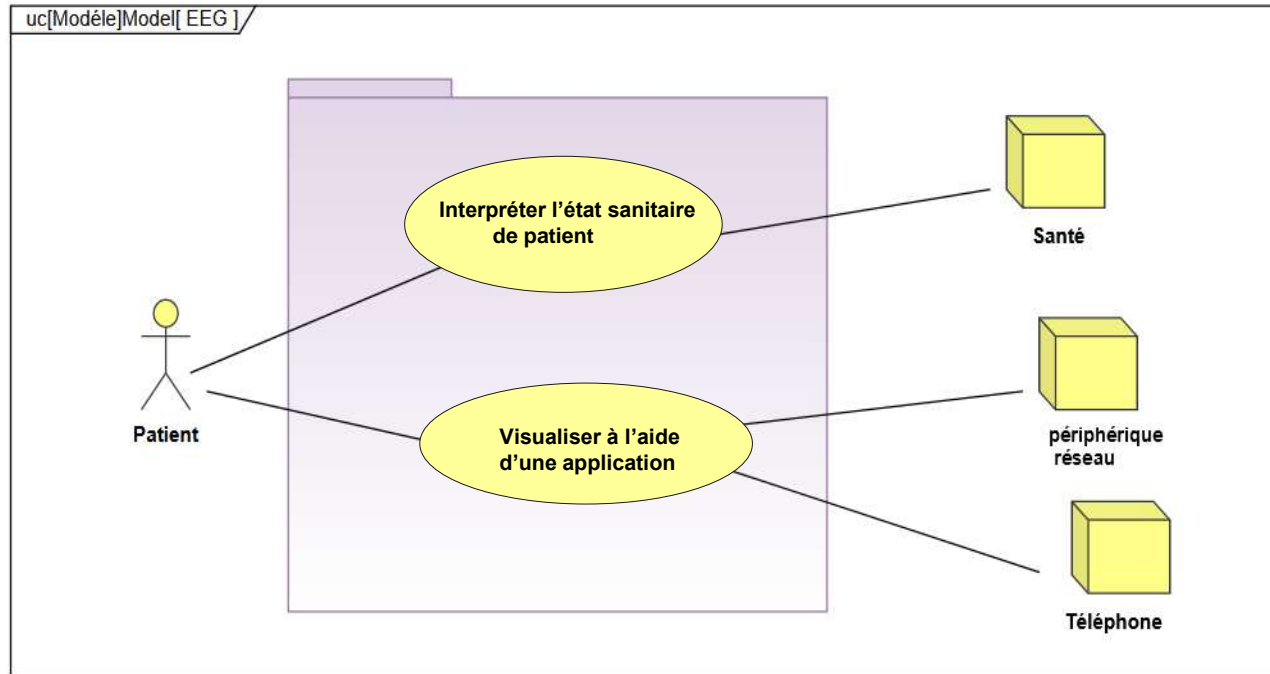
I. Introduction

Solution proposée :



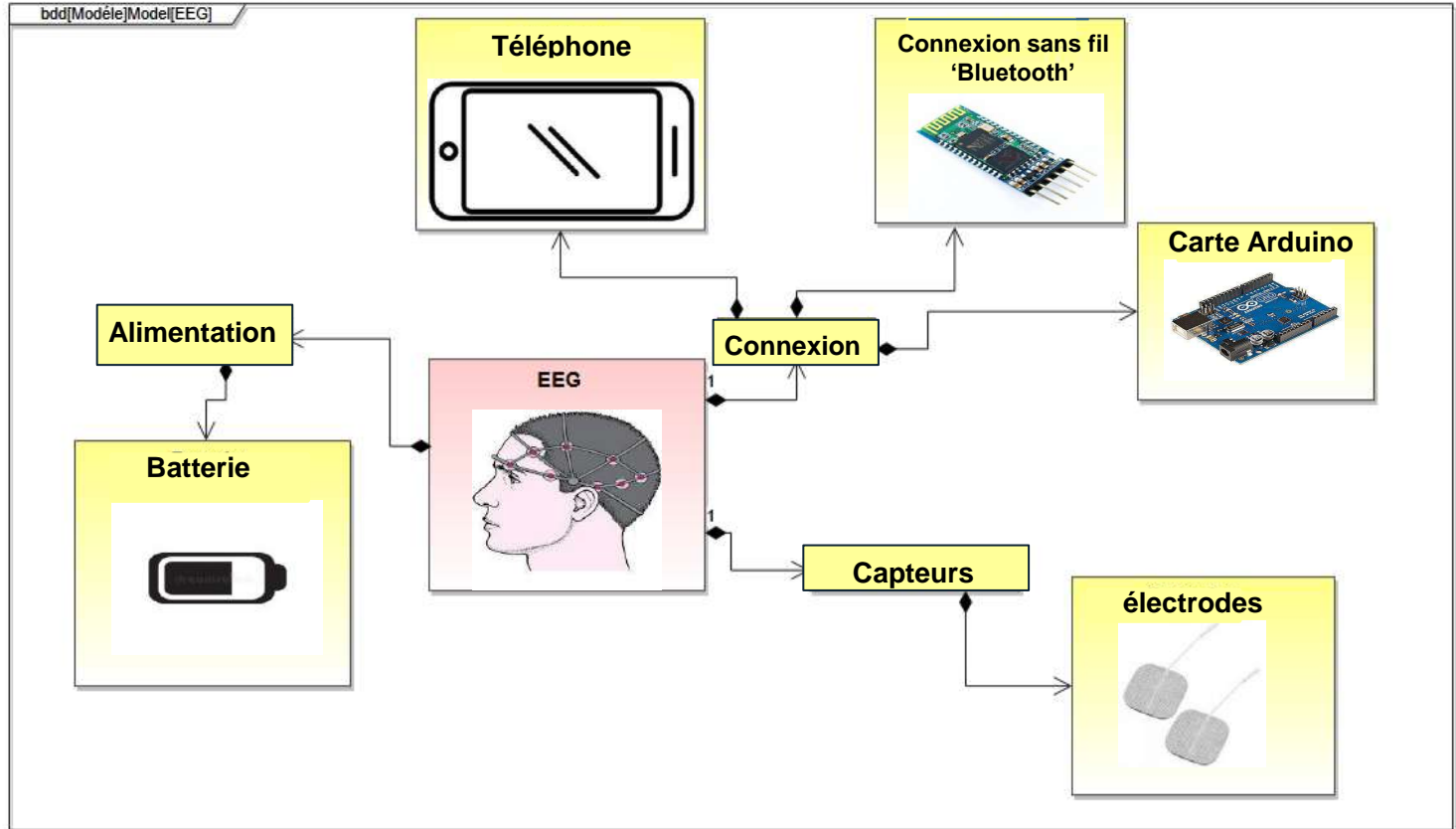
II. Conception

Diagramme des cas d'utilisation



II. Conception

Diagramme de définition de blocs.



II. Conception

Choix des composants

I. Choix de périphérique réseau HC-05 Bluetooth model

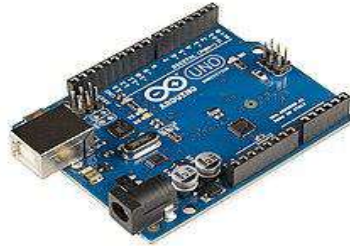


Options :

Tension de fonctionnement: 4~6 Vcc
Fonctionne avec la communication série
Débit en bauds pris en charge :
9600~460800
Supporte une distance de 10~15 mètres

<https://components101.com/wireless/hc-05-bluetooth-module>

II. Choix de microcontrôleur Arduino-UNO Rev03



Options:

Alimentation: via port USB ou 7 à 12 V sur connecteur
Interfaces:
- 14 broches d'E/S dont 6 PWM
- 6 entrées analogiques 10 bits

<https://www.gotronic.fr/art-carte-arduino-uno-12420.htm>

III. Choix de batterie Batterie 9V Hi-Watt



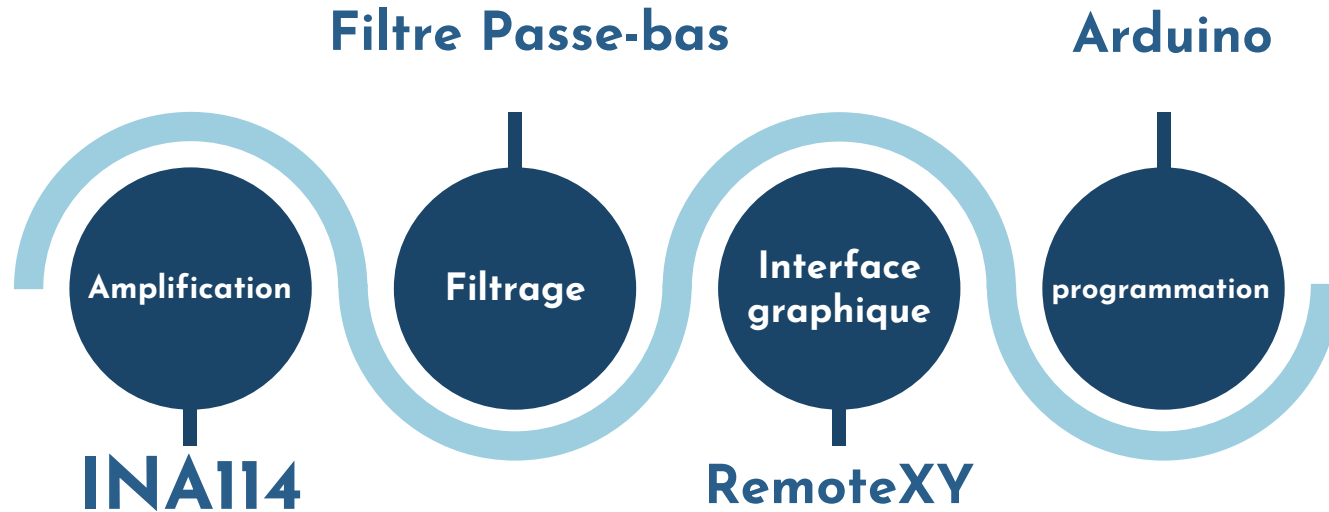
Options:

Connecteur de 10 cm
Batterie de type: Zinc Carbone
couverture: Métal
Voltage(V) :9V

<https://www.moussasoft.com/product/batterie-9v>

III. Mise en Œuvre

Plan simplifié de travail

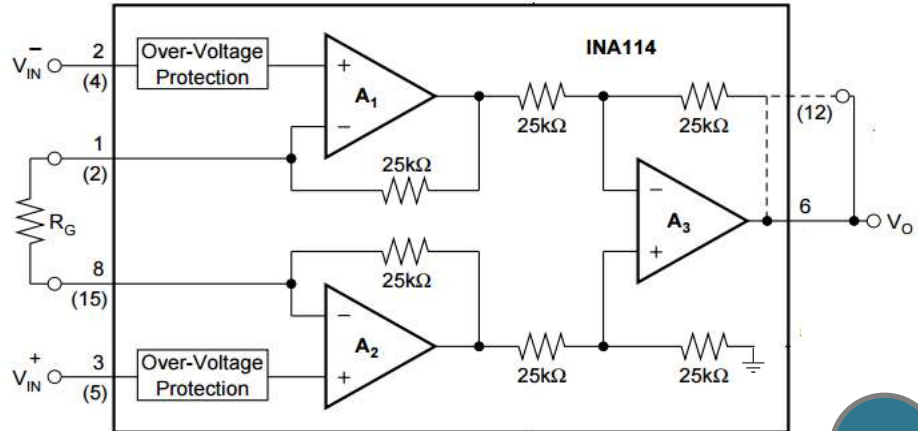


III. Mise en Œuvre

I. Amplification

- Les signaux électriques générés par les cellules nerveuses ont un ordre de potentiels très petit, généralement entre $10\ \mu\text{V}$ et $100\ \mu\text{V}$ donc ils doivent s'amplifier des milliers de fois.

» Afin d'amplifier de manière stable et précise, on va utiliser l'amplificateur d'instrumentation **INA114**



III. Mise en Œuvre

I. Amplification

Hypothèses :

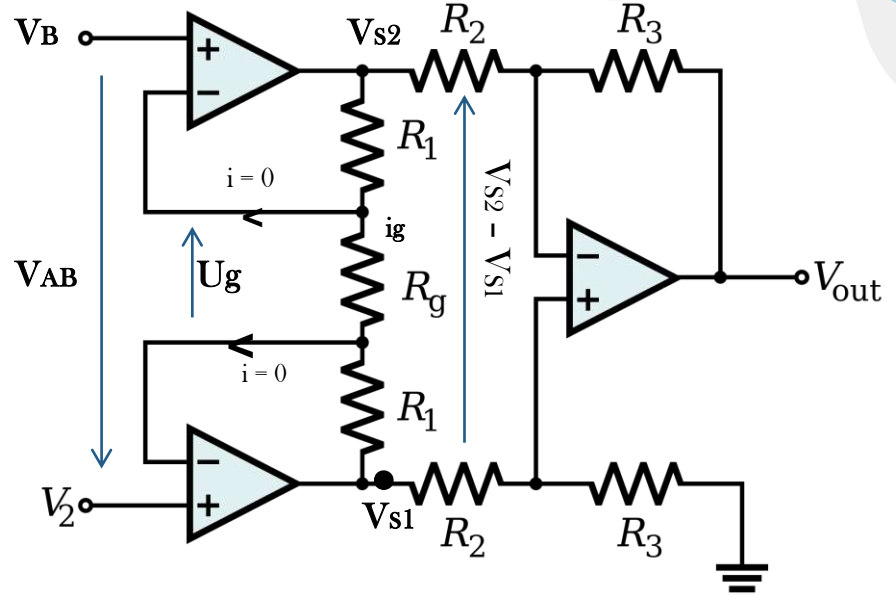
$R=R_1=R_2=R_3 = 25K\Omega$
 $V_A = 75\mu V$ (le potentiel de l'électrode 1)
 $V_B = 30\mu V$ (le potentiel de l'électrode 2)
 $V_{out} = 5V$ (le potentiel de sortie)

Le gain d'amplification G :

$$G = \frac{V_{out}}{V_{AB}}$$

Application numérique:

$$G = 111.11 \times 10^3$$



Conclusion :

Puisque la tension de sortie souhaité est $5V$, donc le gain dépasse $G_{max} = 1000$, ce qui ne reprend pas aux normes de ce amplificateur, alors on va utiliser 2 stades d'amplifications de même nature

III. Mise en Œuvre

I. Amplification

Hypothèses :

$$R=R_1=R_2=R_3 = 25K\Omega$$

$$V_A = 75\mu V \text{ (le potentiel de l'électrode 1)}$$

$$V_B = 30\mu V \text{ (le potentiel de l'électrode 2)}$$

$$V_{out} = 5V \text{ (le potentiel de sortie)}$$

Alors :

$$V_{out1} = - \left(1 + \frac{2R}{R_g} \right) U_g$$

Application numérique:

I. Pour $G1 = 1000 \Rightarrow V_{out1} = 0.045V$

$$R_{g1} = 50.05 \Omega$$

On cherche la valeur de R_{g1} et R_{g2} :

AOP parfait $i_+ = i_- = 0$ et en régime linéaire donc $V_+ = V_-$

Avec $\rightarrow V_- = \frac{(V_{s2} + V_{out1})}{2}$ (Théorème de Millman) $\rightarrow V_+ = \frac{V_{s1}}{2}$ (Diviseur de tension) Donc

$$V_{out1} = V_{s1} - V_{s2}$$

D'après la loi des mailles : $-V_{out1} = V_{s2} - V_{s1} = (2R + R_g)i_g$ or « $i_g = U_g / R_g$ »

Avec « $U_g = V_B - V_A = -V_{AB}$ » Donc finalement :

$$R_g = \frac{2R}{\frac{V_{out1}}{V_{AB}} - 1}$$

II. Pour $V_{out} = 5V \Rightarrow G2 = 111.11$

$$R_{g2} = 454.08 \Omega$$

III. Mise en Œuvre



I. Amplification

I. Le potentiel totale de bruits à l'entré :

R3 : 2.88p Volts

R2 : 2.88p Volts

R1 : 2.88p Volts

Total Input Noise : 987p Volts

II. Le potentiel totale de bruits à la sortie :

R3 : 180n Volts

R2 : 180n Volts

R1 : 180n Volts

Total Output Noise : 61.7u Volts

➔ Le rapport signal bruit SNR :

$$\gg \text{SNR} = 20\log\left(\frac{V_S^2}{V_B^2}\right)$$

- $V_S = V_{out} = 5 \text{ V}$ (Tension de sortie)
- $V_B = 61.7 \text{ uV}$ (Tension de bruit totale de sortie)
- SNR (*Signal to Noise Ratio*) : un indicateur de la qualité de la transmission d'une information en (dB)

Application numérique:

$$\gg \gg \text{SNR} = 196.34 \text{ dB}$$

- Puisque **SNR >> 20** donc la qualité de signal est **excellente** ✓

III. Mise en Œuvre

I. Amplification

Comparaison :

- Si on a utilisé des amplificateur non inverseurs simples :

I. Le potentiel totale de bruits à l'entrée :

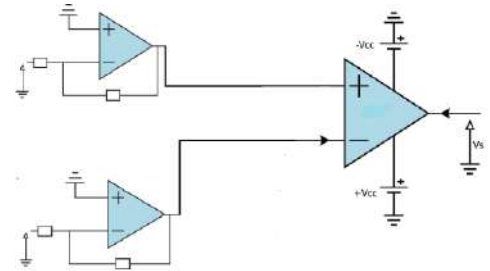
R11 : 180p Volts
R10 : 40.3n Volts
R9 : 180p Volts

Total Input Noise : 57.0n Volts

II. Le potentiel totale de bruits à la sortie :

R11 : 7.54u Volts
R10 : 1.69m Volts
R9 : 7.54u Volts

Total Output Noise : 2.38m Volts



Conclusion :

» Finalement, on a vérifié que l'amplificateur d'instrumentation INA114 est validé pour la condition de réduction de bruits et qu'il est stable qu'un amplificateur non-inverseur simple, donc il est le plus approprié pour notre système.

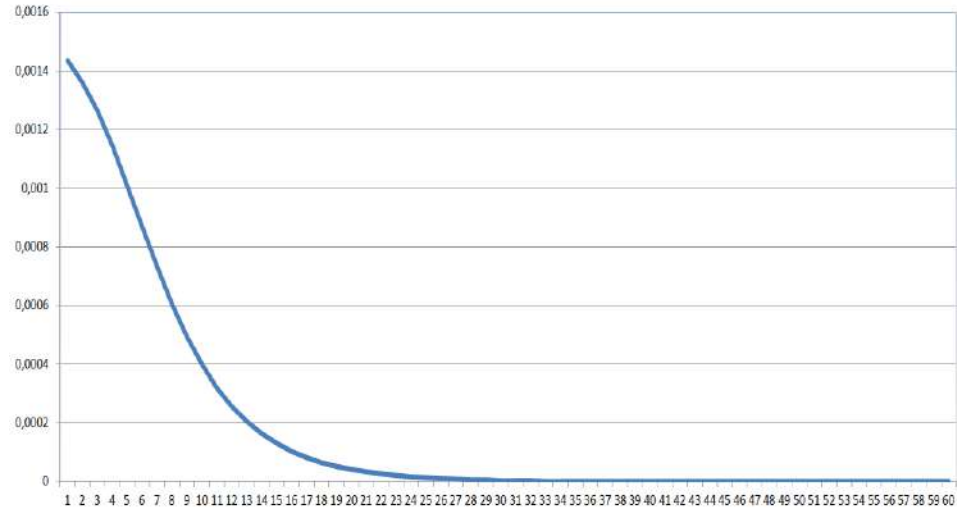
III. Mise en Œuvre

I. Amplification

1- Le spectre de bruits d'un amplificateur INA114 en *Proteus* :



2- Le spectre de bruits d'un amplificateur simple non inverseur en *Proteus* :

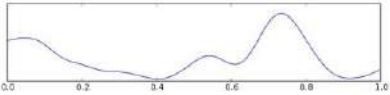
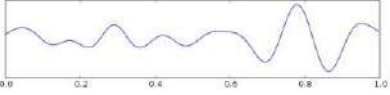
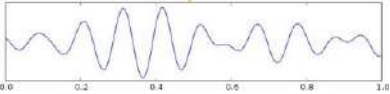
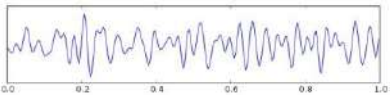
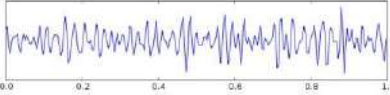


III. Mise en Œuvre

II. Filtrage

- Les rythmes cérébraux générés par les cellules nerveuses ont une marge de fréquences entre **0.5 Hz** et **80 Hz** et classifient selon 5 stades :

» Dans notre cas, on va utiliser un filtre passe-bas afin de laisser passer que les fréquences inférieures à **80Hz**.

Rythme cérébrale	Forme de signal
Delta < 4 Hz	
Thêta 4 à 8 Hz	
Alpha 8 à 12 Hz	
Bêta 12 à 30 Hz	
Gamma > 30 Hz	

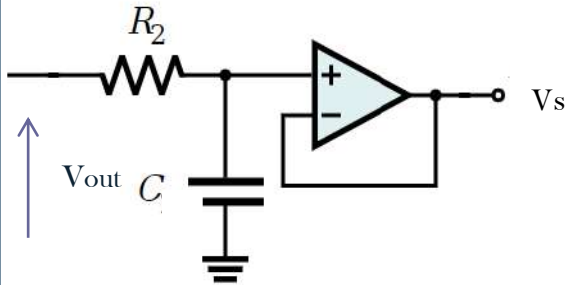
III. Mise en Œuvre

II. Filtrage

Hypothèses :

$$R = R_2 = 25\text{K}\Omega$$

$$f_0 = 80\text{ Hz (fréquence de coupure)}$$



On cherche la valeur de C :

- L'AOP est parfait et fonctionne en régime linéaire donc $V^+ = V^-$

On a d'après le diviseur de tension :

$$V^+ = \frac{\frac{1}{j\omega C}}{\frac{1}{j\omega C} + R} V_{out} \quad \gg \quad V^+ = \frac{V_{out}}{1 + j\omega RC}$$

et

$$V^- = V_s$$

Comme $V^+ = V^-$ alors :

$$\gg H(j\omega) = \frac{V_s(j\omega)}{V_{out}(j\omega)} = \frac{1}{1 + j\omega RC} = \frac{1}{1 + j \frac{\omega}{\omega_0}} \quad \text{Avec}$$

$$\omega_0 = 2\pi f_0 = \frac{1}{RC}$$

Application numérique :

$$C = 79.57\text{ nF}$$

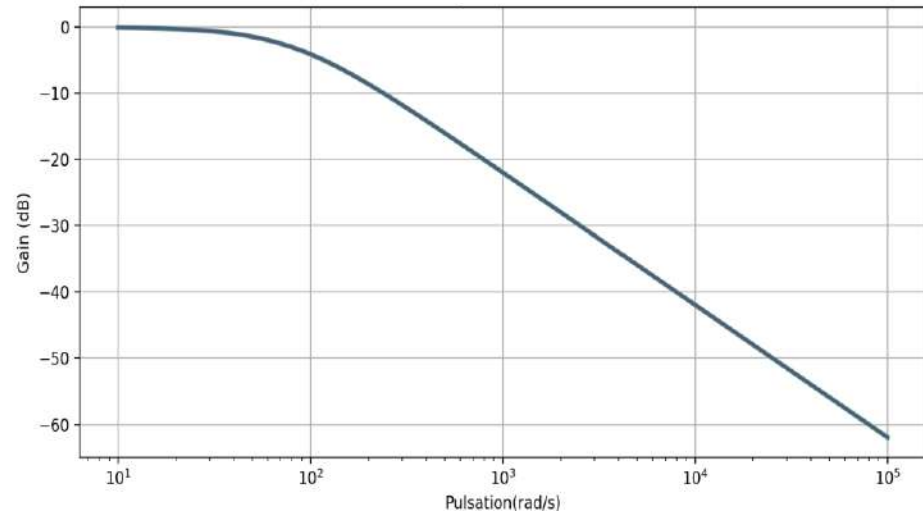
III. Mise en Œuvre

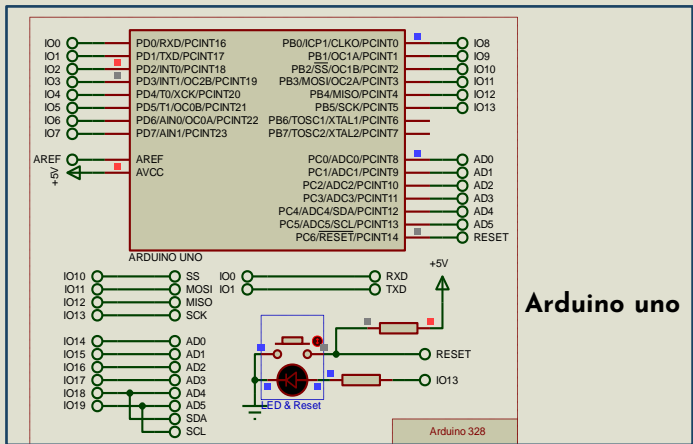
II. Filtrage

1- Le code Python pour tracer la fonction de transfert:

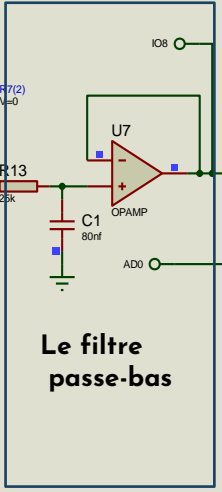
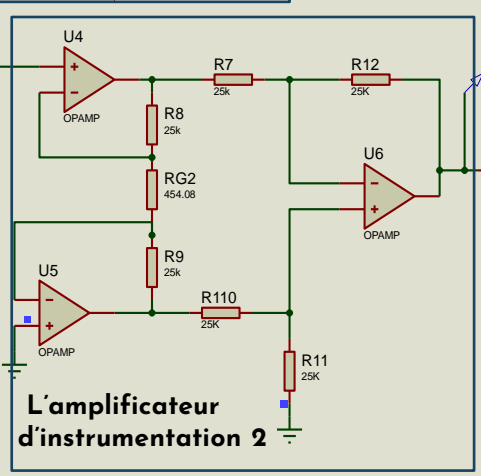
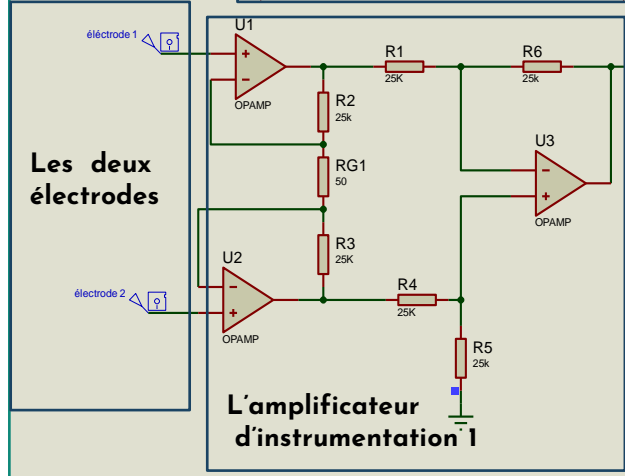
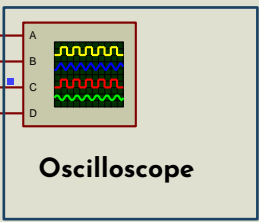
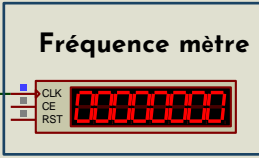
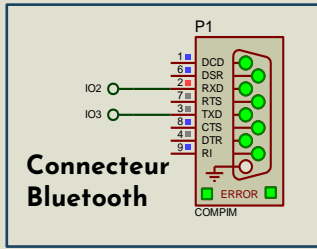
```
from pylab import *
def H(w):
    wc = 160*pi
    return 1.0 / (1.0 + 1j*w/wc)
f= logspace(1,5)
plot(f,20*log10(abs(H(2*pi*f))))
plt.xlabel('Pulsation(rad/s)')
plt.ylabel('Gain (dB)')
plt.title('le Diagramme de Bode')
plt.grid()
plt.xticks([80])
from pylab import *
from scipy import signal
system = signal.lti([1],[1/(160*pi),1])
f = logspace(1,5)
w = 2*pi*f
w , mag , phase = signal.bode(system,w)
semilogx(f,mag);
plt.plot(color='b')
plt.show()
```

2 – le diagramme de Bode tracé par Python:





Arduino uno



Le circuit électrique de système d'EEG en Proteus

III. Mise en Œuvre

III. Interface graphique

- Après avoir terminé le volet électrique de système, il faut maintenant la création d'une interface mobile à laquelle on va visualiser le tracé d'EEG avec l'état correspondante en notre téléphone portable.

» Dans notre cas on va utiliser le site **REMOTEXY** spécifique à la création et l'utilisation des interfaces graphiques mobiles pour les cartes contrôleurs.



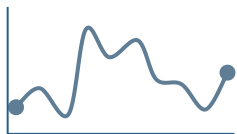
<https://remotexy.com/en/editor/>

III. Mise en Œuvre

III. Interface graphique

» Notre interface graphique doit contenir:

Un graphe :



Pour afficher le spectre
d'électroencéphalographie

Une alarme :



Pour sonner et avertir
le patient & le médecin s'il y a
un cas d'urgence

Un texte programmable:



Pour indiquer l'état
sanitaire de patient ainsi
la fréquence de signal

III. Mise en Œuvre

III. Interface graphique

1- Vision horizontale de l'interface graphique de système



2- Vision verticale de l'interface graphique de système



III. Mise en Œuvre

IV. Programmation

- La dernière étape, sera la programmation d'Arduino afin de relier l'interface graphique et le circuit électrique (l'EEG) en *Proteus*, et de gérer les paramètres de notre système suivant nos envies.

» Pour notre système, on va utiliser le logiciel **Arduino**, programmable en langage **C** puisqu'il est compatible avec le site d'interface graphique REMOTEXY ainsi que Proteus.

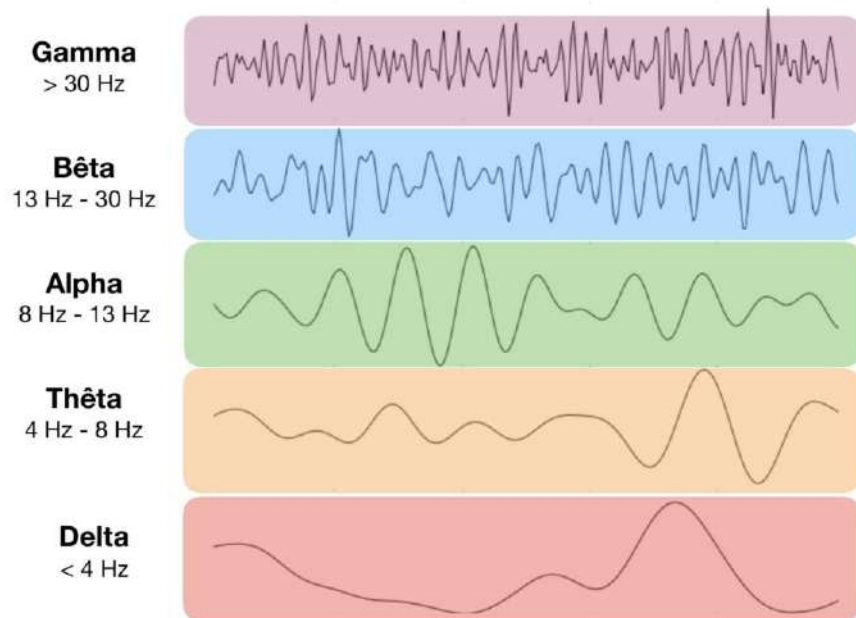


<https://www.arduino.cc/>

III. Mise en Œuvre

IV. Programmation

Classification des bandes des fréquences :



I. Le code :

```
char str1[] = "Grave";
char str2[] = "Eveil";
char str3[] = "Relaxation";
char str4[] = "Méditation";
char str5[] = "Sommeil";

if( frq > 33 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str1);
}
else if( frq > 14 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str2);
}
else if( frq > 8 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str3);
}
else if( frq > 4 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str4);
}
else if( frq > 0 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str5);
}
```

III. Mise en Œuvre

IV. Programmation

» La configuration de l'interface :

```
// RemoteXY configurate
#pragma pack(push, 1)
uint8_t RemoteXY_CONF[] = // 128 bytes
{ 255,0,0,26,0,121,0,16,25,6,68,49,2,17,61,42,0,23,60,37,
0,8,239,69,69,71,0,131,1,32,2,39,5,16,7,35,5,1,198,31,
69,69,71,32,240,159,167,160,0,129,0,61,16,34,3,2,68,30,4,0,
171,76,97,32,102,114,195,169,113,117,101,110,99,101,32,32,58,0,67,4,
69,25,20,5,23,74,24,6,0,226,25,11,67,4,74,41,20,5,23,88,
25,6,0,63,25,11,129,0,66,33,13,4,5,82,16,5,0,42,76,39,
195,169,116,97,116,32,58,0 };

// this structure defines all the variables and events of your control
struct {

    // output variables
    float onlineGraph_1;
    char text_1[11]; // string UTF8 end zero
    char text_2[11]; // string UTF8 end zero

    // other variable
    uint8_t connect_flag; // =1 if wire connected, else =0
} RemoteXY;
#pragma pack(pop)
```

» L'affichage de graphe :

```
float onlineGraph_1;
RemoteXY.onlineGraph_1 = float (analogRead(A0)) / 100;
```

» Déclaration des bibliothèques :

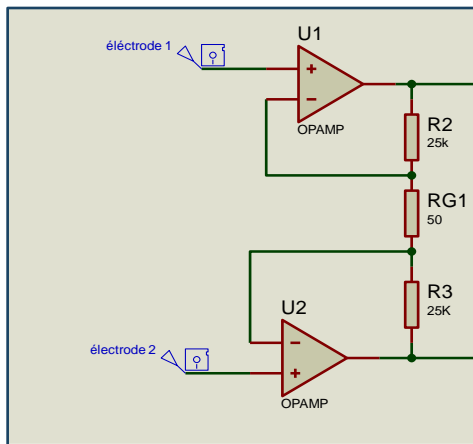
```
#define REMOTEXY_MODE__SOFTSERIAL
#include <SoftwareSerial.h>
#include <RemoteXY.h>
#define REMOTEXY_SERIAL_RX 2
#define REMOTEXY_SERIAL_TX 3
#define REMOTEXY_SERIAL_SPEED 9600
```

III. Mise en Œuvre

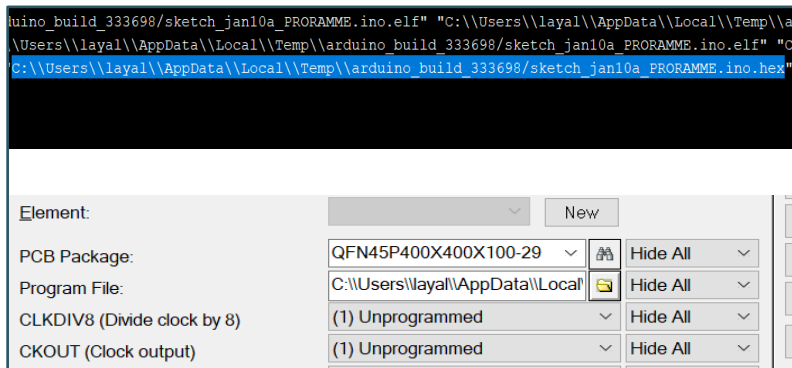
IV. Programmation

Insertion et compilation :

1. Insérertion des fichiers Databases



2. Programmation final d'arduino



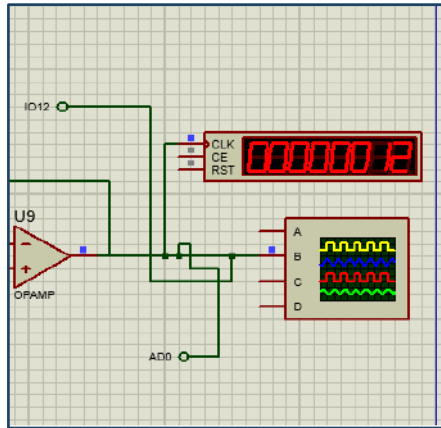
C:\\Users\\layal\\AppData\\Local\\Temp\\arduino_build_333698/sketch_jan10a_PRORAMME.ino.hex

III. Mise en Œuvre

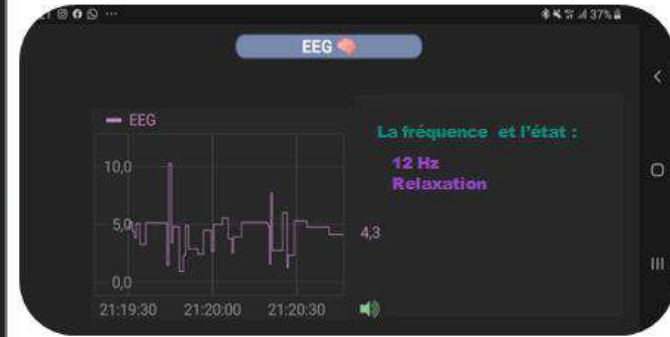
IV. Programmation

Simulation :

I. La fréquence en *Proteus* :



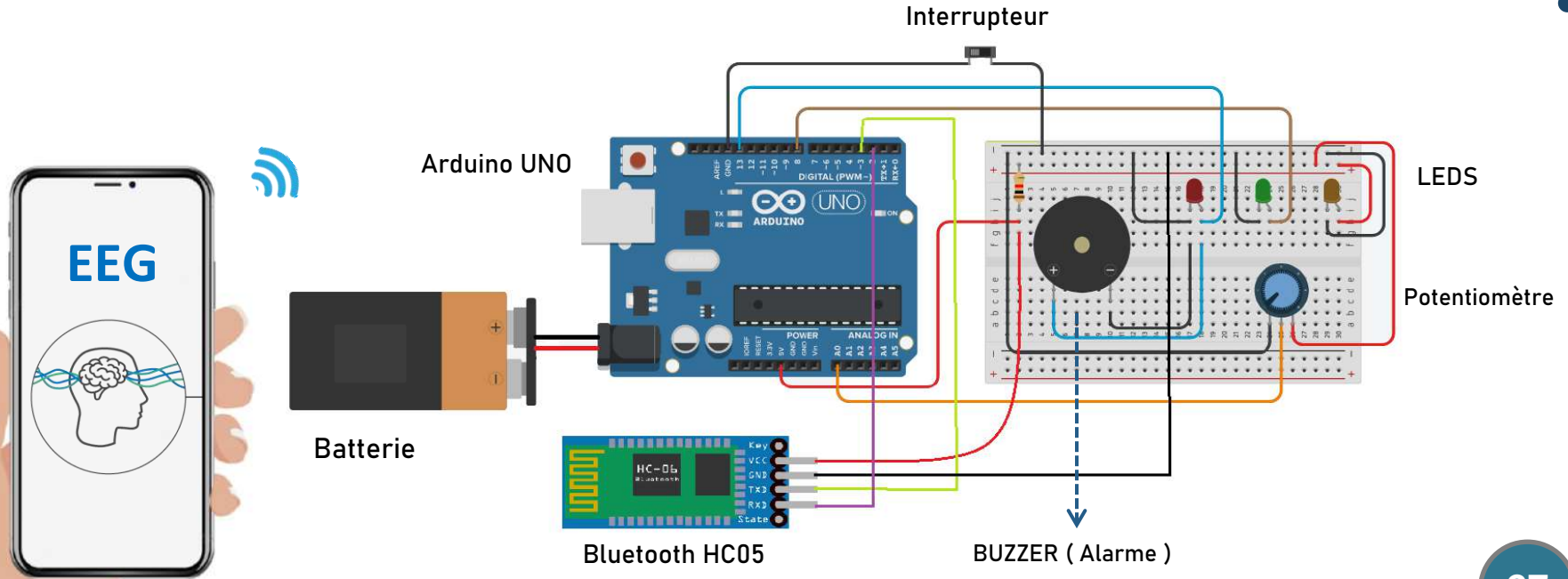
II. L'interface graphique final en téléphone portable :



IV. Test expérimental

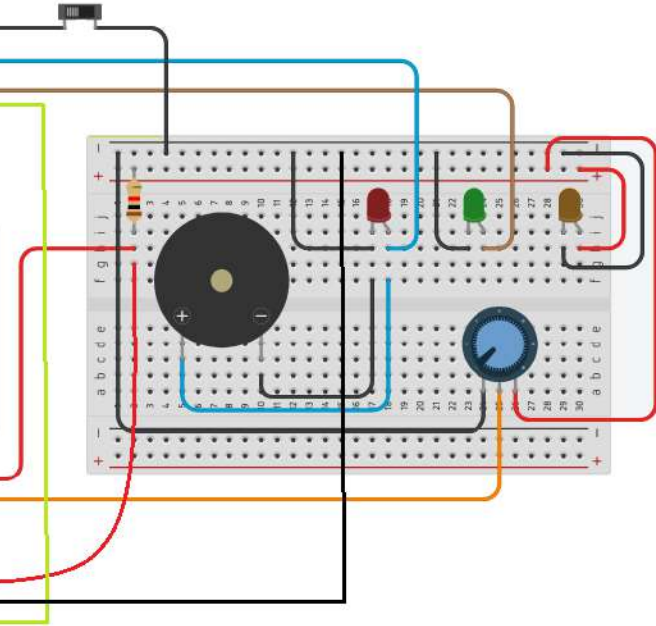


I. Plan de prototype :



IV. Test expérimental

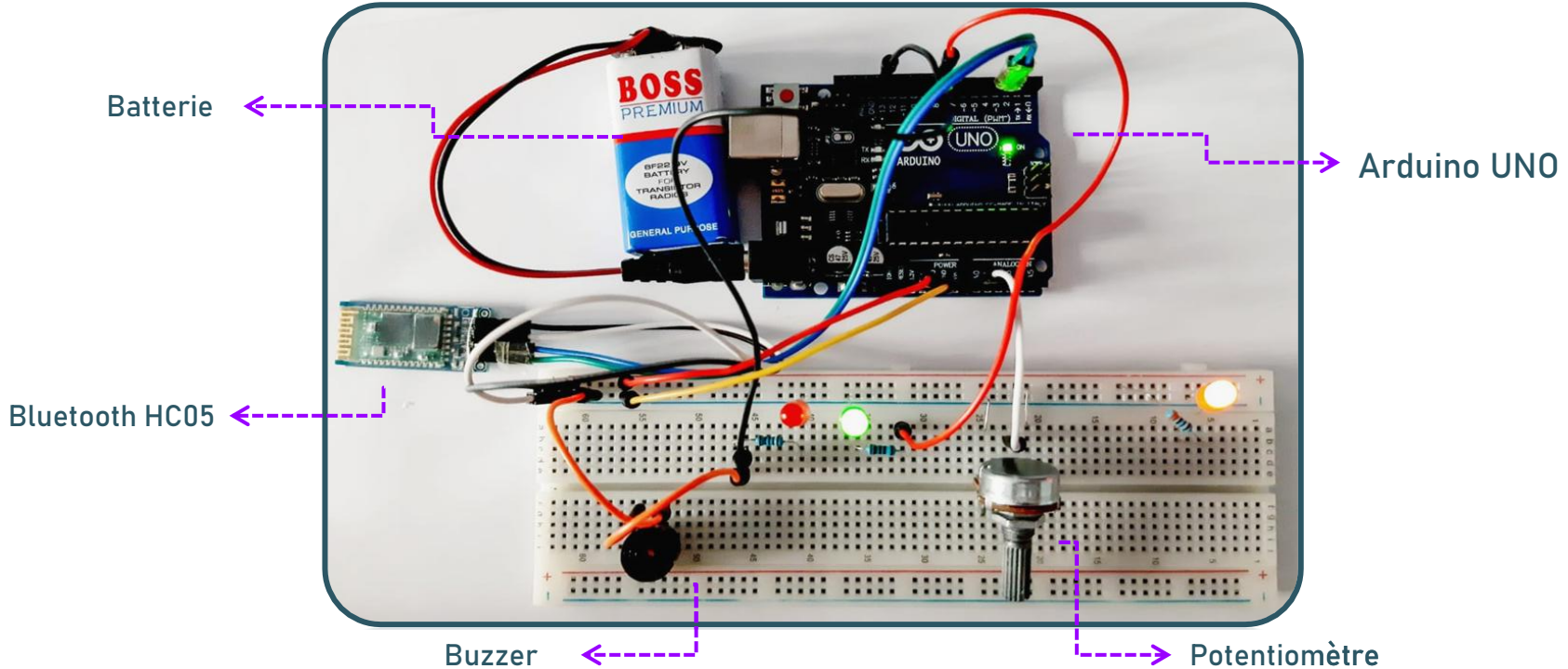
I. Plan de prototype :



- » La led orange indique que le système s'alimente en tension
- » La led verte indique que le patient est dans un état stable (la fréquence < 30 Hz)
- » La led rouge et l'alarme indique que le patient est dans un état instable, ils clignotent (la fréquence > 30 Hz)
- » Le potentiomètre pour la variation du tension (la fréquence de patient

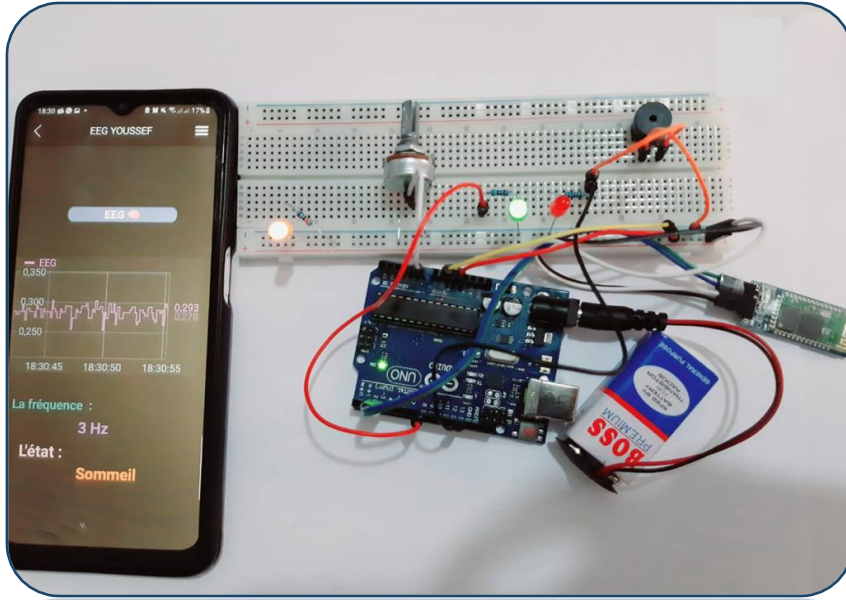
IV. Test expérimental

II. Réalisation :



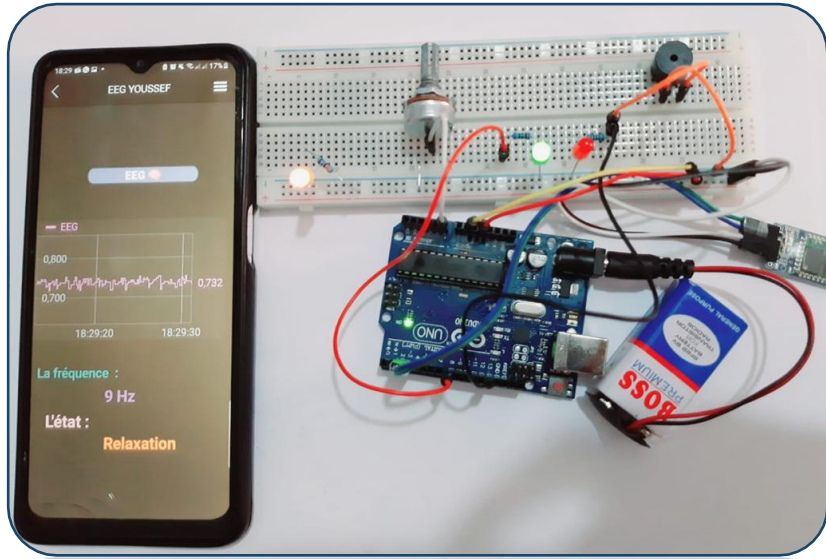
IV. Test expérimental

État de sommeil et d'innocence :



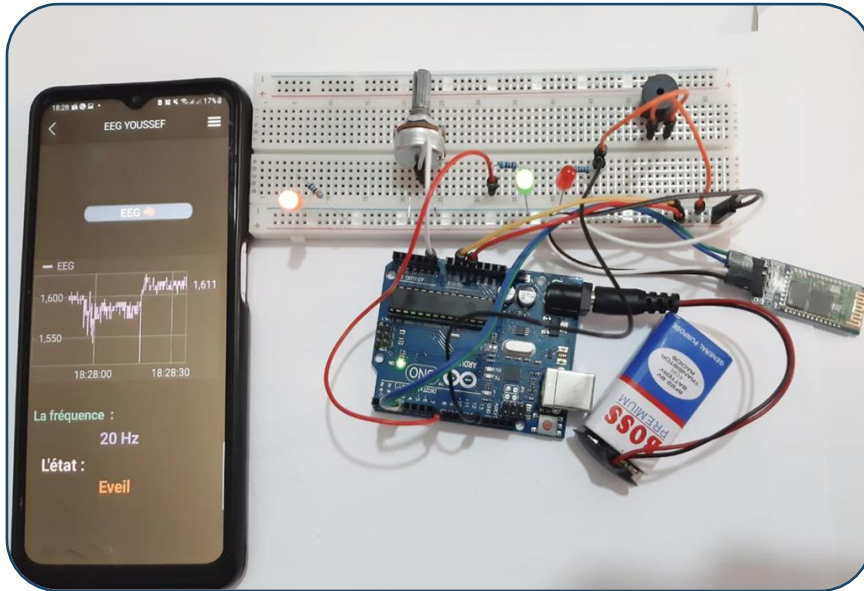
IV. Test expérimental

État de relaxation :



IV. Test expérimental

État de d'éveil actif:



IV. Test expérimental

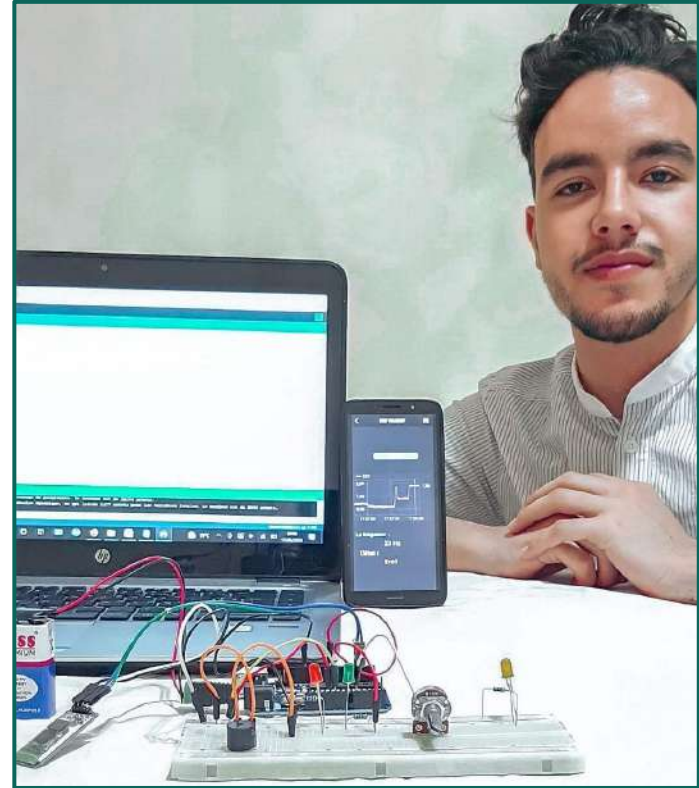
État d'activité intense et d'excitation:



V. Conclusion



» La conception et la digitalisation d'électroencéphalographie est une solution conforme aux mesures sanitaires, intéressante et améliorabile, capable de dépasser ce domaine de plusieurs contraintes, ainsi que faciliter le diagnostic médical pour une grande majorité, tout en se basant sur leurs propres téléphones portables et grâce à la technologie.



Références :

- *B. BELAID : REALISATION D'UN CIRCUIT DE MISE EN FORME D'UN SIGNAL [p. June 25, 2014]*
:<https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKewiUv76PotL1AhWLhv0HHWc2CVsQFnoECAoQAQ&url=http%3A%2F%2Fdspace.univ-tlemcen.dz%2Fbitstream%2F112%2F11029%2F1%2FMs.EBM.Belaid.pdf&usg=AOvVaw0bFzcKQ03ldNzmS5DmQ4Hq>[Accessed October 17, 2021]
- *A .SAADIA : CONTEXTE MEDICALE ET GENERALISE SUR LE SIGNAL EEG [p. May 24,2016]:*
https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKewjH6efqpNL1AhXw_rslHXUHDEMqFnoECAMQAQ&url=http%3A%2F%2Fdspace.univ-tlemcen.dz%2Fbitstream%2F112%2F10759%2F1%2FMs.EBM.Abdelouahed%252BBourdji.pdf&usg=AOvVaw1ciQW6X5eLdDrN3yny-DVo [Accessed April 25,2021]
- *H.DONMEZ and N.OZKURT : EMOTION CLASSIFICATION FROM EEG SIGNALS IN CONVOLUTIONAL NEURAL NETWORKS [p. January 02, 2020]:<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8946364> [Accessed January 05, 2022]*
- *M.Hasan, Z.Rusho, T.Hossain, T.Ghosh and M.Ahmad : DESIGN AND SIMULATION OF COST EFFECTIVE WIRELESS EEG ACQUISITION SYSTEM FOR PATIENT MONITORING [p. July 10, 2014]:<https://ieeexplore.ieee.org/document/6850797> [Accessed January 05, 2022]*
- *I. A. Mirza and al. : MIND-CONTROLLED WHEELCHAIR USING AN EEG HEADSET AND ARDUINO MICROCONTROLLER*
- *[p. April 30, 2015]: <https://ieeexplore.ieee.org/document/709588> [Accessed November 05, 2021]*
- *<https://archive.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>*
- *<https://www.arduino.cc>*
- *<https://remotexy.com/en/editor/>*
- *<https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKewjH6efqpNL>*



**Merci pour votre
attention**

Annex

Attestation de la part de Docteur Neurologue Mr. Amine NINEB de ma observation sur fonctionnement et le montage d'EEG :

CABINET DE NEUROLOGIE
Unité de Neurophysiologie Clinique

Dr. Amine NINEB
Neurologue - Neurophysiologiste - Chercheur.
Spécialiste des maladies du système nerveux central, pédiatrique, Epilepsie, Maladie du nerf et du muscle.
Travaux de sommeil et traitement de la douleur.
Les maladies neurovasculaires - Traitement par Imagerie Médicale.
Electrodiagnostic (ENMG - EEG - FEA - PEV - PEX)

- Diplômé de la Faculté de Médecine de Lille
- Diplômé en Neurophysiologie Clinique à l'Université Pierre et Marie Curie de Paris
- Ex- Chef de Clinique des services de Neurologie et de Neurophysiologie au Centre Hospitalier de Médecine de Paris, CHU Henri Mondesir - Créteil
- Ex- Enseignant à la Faculté de Médecine de Paris
- Ex- Neurologue de l'Hôpital Intercommunal de la Rochelle, de Villeurbanne Saint Georges de l'Hôpital Psychiatrique Lionel Vautier et de l'Association Vale à l'Épilepsie.
- Lauréat aux Agréments en Neurologie en France.


الدكتور أمين نينيب
باحث
إختصاصي في الأمراض العصبية
أمراض الرأس، الصدر، العصب القحطري
النوم والألم - الوحدة العصبية
العصب العضلي والأجهزة الكهربائية
والإختصاصية في علاج الصداع والوجع
- خريج كلية الطب - باريس - فرنسا
- خريج كلية الطب - باريس - فرنسا
والعلاجية بباريس
- زلمر مغربي بقسم الأمراض العصبية والنفس والأعصاب
الكهربائية والاختصاصية في إختصاص باريس
- مدرس مساعد بكلية الطب بباريس
- إختصاصي في أمراض الأعصاب - إختصاص باريس
- حاصل على شهادة الدكتوراه في الأمراض العصبية بفرنسا

Cujda, le : 07.01.2024
Identité : Dr. Amine NINEB
Je Suis le Dr. Amine NINEB
Chef du service Neurologie
ABUSADI a assisté avec nous
le déroulement de plusieurs
EEG - des montages Japnet
la liste

INPE: 081214769

01 43 43 63 69 - Tél. 05 38 70 21 21 - GSM: 06 42 86 66 86 - E-Mail: amine.nineb@hopital...
01128138000009

Annex



BURR-BROWN®
INA114

INA114

Precision INSTRUMENTATION AMPLIFIER

FEATURES

- LOW OFFSET VOLTAGE: 50µV max
- LOW DRIFT: 0.25µV/°C max
- LOW INPUT BIAS CURRENT: 2nA max
- HIGH COMMON-MODE REJECTION: 115dB min
- INPUT OVER-VOLTAGE PROTECTION: ±40V
- WIDE SUPPLY RANGE: ±2.25 to ±18V
- LOW QUIESCENT CURRENT: 3mA max
- 8-PIN PLASTIC AND SOL-16

DESCRIPTION

The INA114 is a low cost, general purpose instrumentation amplifier offering excellent accuracy. Its versatile 3-op amp design and small size make it ideal for a wide range of applications.

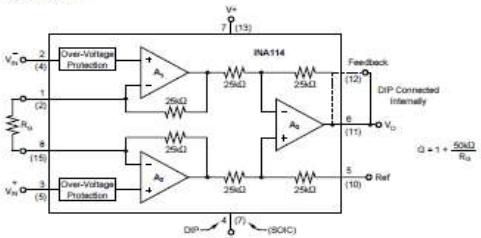
A single external resistor sets any gain from 1 to 10,000. Internal input protection can withstand up to ±40V without damage.

The INA114 is laser trimmed for very low offset voltage (50µV), drift (0.25µV/°C) and high common-mode rejection (115dB at G = 1000). It operates with power supplies as low as ±2.25V, allowing use in battery operated and single 5V supply systems. Quiescent current is 3mA maximum.

The INA114 is available in 8-pin plastic and SOL-16 surface-mount packages. Both are specified for the -40°C to +85°C temperature range.

APPLICATIONS

- BRIDGE AMPLIFIER
- THERMOCOUPLE AMPLIFIER
- RTD SENSOR AMPLIFIER
- MEDICAL INSTRUMENTATION
- DATA ACQUISITION



$G = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$

International Airport Industrial Park • Mailing Address: PO Box 11403, Tucson, AZ 85718 • Street Address: 6750 E. Tucson Blvd., Tucson, AZ 85718 • Tel: (520) 746-1111 • Fax: (520) 746-1111
 Internet: <http://www.burr-brown.com> • FAX Line: (520) 646-4133 (US/Canada Only) • Cable: BURROCRP • Telex: 98-4881 • FAX: (520) 885-1918 • Immediate Product Info: (800) 968-4132

APPLICATION INFORMATION

Figure 1 shows the basic connections required for operation of the INA114. Applications with noisy or high impedance power supplies may require decoupling capacitors close to the device pins as shown.

The output is referred to the output reference (Ref) terminal which is normally grounded. This must be a low-impedance connection to assure good common-mode rejection. A resistance of 50kΩ in series with the Ref pin will cause a typical device to degrade to approximately 80dB CMR (G = 1).

SETTING THE GAIN

Gain of the INA114 is set by connecting a single external resistor, R_G :

$$G = 1 + \frac{50 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

Commonly used gains and resistor values are shown in Figure 1.

The 50kΩ term in equation (1) comes from the sum of the two internal feedback resistors. These are on-chip metal film resistors which are laser trimmed to accurate absolute values.

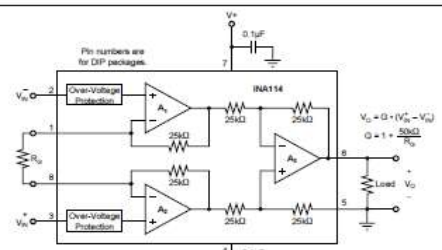
ues. The accuracy and temperature coefficient of these resistors are included in the gain accuracy and drift specifications of the INA114.

The stability and temperature drift of the external gain setting resistor, R_G , also affects gain. R_G 's contribution to gain accuracy and drift can be directly inferred from the gain equation (1). Low resistor values required for high gain can make wiring resistance important. Sockets add to the wiring resistance which will contribute additional gain error (possibly an unstable gain error) in gains of approximately 100 or greater.

NOISE PERFORMANCE

The INA114 provides very low noise in most applications. For differential source impedances less than 1kΩ, the INA103 may provide lower noise. For source impedances greater than 50kΩ, the INA111 FET-input instrumentation amplifier may provide lower noise.

Low frequency noise of the INA114 is approximately 0.4µVp-p measured from 0.1 to 10Hz. This is approximately one-tenth the noise of "low noise" chopper-stabilized amplifiers.



DESIRED GAIN	R_G (Ω)	NEAREST 1% R_G (Ω)
1	No Connection	No Connection
2	50.00k	49.9k
5	12.50k	12.4k
10	5.00k	5.02k
20	2.50k	2.51k
50	1.02k	1.02k
100	508.1	511
200	251.3	249
500	100.2	100
1000	50.05	49.9
2000	25.01	24.9
5000	10.00	10
10000	5.001	4.99

Also drawn in simplified form:

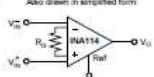


FIGURE 1. Basic Connections.

Annex

SPECIFICATIONS

ELECTRICAL

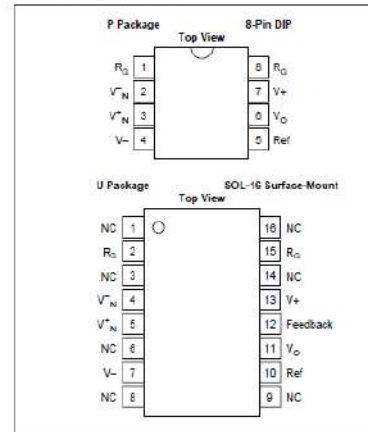
All $T_A = +25^\circ\text{C}$, $V_S = +15\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$, unless otherwise noted.

PARAMETER	CONDITIONS	INA114BP_BU			INA114AP_AU			UNITS
		MIN	TYP	MAX	MIN	TYP	MAX	
INPUT Offset Voltage, R_{TH} Initial vs. Temperature $T_A = T_{min}$ to T_{max} vs. Power Supply $V_S = +2.5\text{V}$ to $+15\text{V}$ Long-Term Stability Immunose, Differential Common-Mode Input Common-Mode Range Safe Input Voltage Common-Mode Rejection	$T_A = +25^\circ\text{C}$ $T_A = T_{min}$ to T_{max} $V_S = +2.5\text{V}$ to $+15\text{V}$		$\pm 10 + 20\text{G}$ $\pm 0.1 + 0.5/\text{G}$ $0.5 + 2/\text{G}$ $\pm 0.2 + 0.5/\text{G}$ 10^{-6} μV 10^{-6} μV	$150 + 100/\text{G}$ $\pm 0.25 + 5/\text{G}$ $3 + 10/\text{G}$	$\pm 25 + 30/\text{G}$ $\pm 0.25 + 5/\text{G}$ $\pm 1 + 10/\text{G}$	$\pm 125 + 800/\text{G}$ $\pm 0.25 + 5/\text{G}$ $\pm 1 + 10/\text{G}$	μV $\mu\text{V}/^\circ\text{C}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{V}$ $\mu\text{V}/\text{V}$	
	$V_{CM} = +10\text{V}$, $R_{TH} = 1\text{k}\Omega$ $G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$	± 11	99 98 98 115	96 96 96 115	75 90 100 100	*	60 106 98 110	μV μV μV μV
			± 0.5 98	± 2 98	*	*	± 0.5 98	μA $\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
			± 2.5 98	± 2 98	*	*	± 2.5 98	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
BIAS CURRENT vs. Temperature OFFSET CURRENT vs. Temperature			± 0.5 98	± 2 98	*	*	± 0.5 98	μA $\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
			± 2.5 98	± 2 98	*	*	± 2.5 98	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
			± 0.5 98	± 2 98	*	*	± 0.5 98	μA $\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
			± 2.5 98	± 2 98	*	*	± 2.5 98	$\mu\text{A}/^\circ\text{C}$
NOISE VOLTAGE, R_{TH} $f = 10\text{Hz}$ $f = 100\text{Hz}$ $f = 1\text{kHz}$ $f_S = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz Noise Current $f = 10\text{Hz}$ $f = 10\text{Hz}$ $f_S = 0.1\text{Hz}$ to 10Hz	$G = 1000$, $R_S = 0\Omega$		15 11 11 6.4				$\text{mV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{mV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{mV}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pV}/\sqrt{\text{p-p}}$	
			0.4 6.2 18				$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$ $\text{pA}/\sqrt{\text{p-p}}$	
			± 25 ± 0.001 ± 0.005 ± 0.005 ± 0.002	± 10 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002	*	*	± 10 ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.002	V/V V/V % % % % $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
			± 25 ± 0.001 ± 0.005 ± 0.005 ± 0.002	± 10 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002	*	*	± 10 ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.002	V/V V/V % % % % $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR % of FSR
GAIN Gain Equation Range of Gain Gain Error		1	$1 + (500/R_G)$	10000	*	*	V/V V/V % %	
	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		-0.01 -0.02 -0.05 -0.5	-0.05 -0.4 -0.5 -1	*	*	± 0.5 ± 0.7 ± 2 ± 10	% % % %
Gain vs. Temperature (50k Resistance ⁽¹⁾) Nonlinearity	$G = 1$		± 25 ± 0.001 ± 0.005 ± 0.005 ± 0.002	± 10 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002	*	*	± 10 ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.002	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$ $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR
	$G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		± 25 ± 0.001 ± 0.005 ± 0.005 ± 0.002	± 10 ± 0.001 ± 0.002 ± 0.002 ± 0.002	*	*	± 10 ± 0.002 ± 0.004 ± 0.004 ± 0.002	$\text{ppm}/^\circ\text{C}$ $\text{ppm}/^\circ\text{C}$ % of FSR % of FSR % of FSR
OUTPUT Voltage Load Capacitance Stability Short-Circuit Current	$I_O = 6\text{mA}$, T_{min} to T_{max} $V_S = +11.4\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$ $V_S = +2.25\text{V}$, $R_L = 2\text{k}\Omega$	± 13.5 ± 10 ± 1	± 13.7 ± 10.5 ± 1	*	*	*	V V V	
			1000 -200 – 15				pF mA	
FREQUENCY RESPONSE Bandwidth, -3dB	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$ $G = 1000$		1 100 10 1				MHz kHz kHz kHz	
	$V_{CM} = +10\text{V}$, $G = 10$	0.3	0.8	*	*		$\text{V}/\mu\text{s}$	
	$G = 1$ $G = 10$ $G = 100$		18 20 120				μs μs μs	
	$G = 1000$ 50% Overdrive		1100 20				μs μs	
POWER SUPPLY Voltage Range Current	$V_{IN} = 0\text{V}$	± 2.25	± 15 ± 2.2	± 19 ± 3	*	*	V mA	
			-40 -40	85 125	*	*	$^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}$ $^\circ\text{C}/\text{W}$	

* Specification same as INA114SP/BU.

NOTE: (1) Temperature coefficient of the "ZICKL" term in the gain equation.

PIN CONFIGURATIONS



ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS⁽¹⁾

Supply Voltage	$\pm 15\text{V}$
Input Voltage Range	$\pm 40\text{V}$
Output Short-Circuit (to ground)	Continuous
Operating Temperature	-40°C to $+125^\circ\text{C}$
Storage Temperature	-40°C to $+125^\circ\text{C}$
Junction Temperature	$+155^\circ\text{C}$
Lead Temperature (soldering, 10s)	$+300^\circ\text{C}$

NOTE: (1) Stresses above these ratings may cause permanent damage.



ELECTROSTATIC DISCHARGE SENSITIVITY

This integrated circuit can be damaged by ESD. Burr-Brown recommends that all integrated circuits be handled with appropriate precautions. Failure to observe proper handling and installation procedures can cause damage.

ESD damage can range from subtle performance degradation to complete device failure. Precision integrated circuits may be more susceptible to damage because very small parametric changes could cause the device not to meet its published specifications.

PACKAGE/ORDERING INFORMATION

PRODUCT	PACKAGE	PACKAGE DRAWING NUMBER ⁽¹⁾	TEMPERATURE RANGE
INA114AP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to $+85^\circ\text{C}$
INA114BP	8-Pin Plastic DIP	006	-40°C to $+85^\circ\text{C}$
INA114AU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to $+85^\circ\text{C}$
INA114BU	SOL-16 Surface-Mount	211	-40°C to $+85^\circ\text{C}$

NOTE: (1) For detailed drawing and dimension table, please see end of data sheet, or Appendix C of Burr-Brown IC Data Book.

Annex

La base de données PhysioBank Databases ATM qui permet d'explorer des valeurs (Data) médicale réelles (EEG,ECG,EMG..)

Input

Database: EEG During Mental Arithmetic Tasks (eegmat) ▾

Record: Subject00_1.edf ▾

Signals: EEG Fp1 ▾

Annotations: ▾

Output

Length: 10 sec 1 min 1 hour 12 hours to end

Time format: time/date elapsed time hours minutes seconds samples

Data format: standard high precision raw ADC units

Toolbox

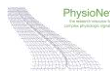
Show samples as text ▾

Navigation

|<< << < * > >> >>|

Previous record - + Next record

Help About ATM

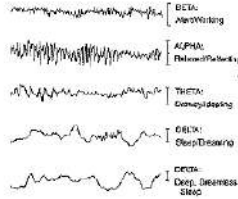


Annex

Classification des bandes de fréquences :

Brain Waves

Hans Berger (1873–1941) the German psychiatrist invented electroencephalography (EEG) for the recording of "brain waves" in 1924. He did this by measuring electrical activity in the brains of hospital patients with skull damage. He documented these alpha waves along with beta activity. He found that when alpha waves decrease and beta activity becomes dominant, we are fully awake. As he was the discoverer of the alpha brain wave rhythm it is known as "Berger's wave".



At the root of all our thoughts, emotions and behaviour is the communication between neurones within our brains. Brainwaves are produced by synchronised electrical pulses from masses of neurones communicating with each other.

Brainwaves are detected using sensors placed on the scalp. They are divided into bandwidths to describe their functions, but are best thought of as a continuous spectrum of consciousness: Delta being slow, loud and functional, to Gamma being fast, subtle and complex.

Brainwaves are a little like musical notes, the low frequency waves are like a deeply penetrating drum beat, while the higher frequency brainwaves are like a subtle high pitched flute.

Our brainwaves change according to what we're doing and feeling. When slower brainwaves are dominant we can feel tired, slow, sluggish, or dreamy. The higher frequencies are dominant when we feel wired, or hyper-alert.

The descriptions that follow are only broadly descriptions, in practice things are far more complex, and brainwaves have different effects when they occur in different locations in the brain. Brainwave speed is measured in Hertz (cycles per second) and they are divided into bands delineating slow, moderate, and fast waves.

Throughout the day in your waking state, an EEG will display all 5 types of brain waves at the same time. However, one particular brain wave will be dominant depending on the state of consciousness that you are in.

For example, if you are awake, but have really bad ADHD, you may have more slow wave (alpha and/or theta) activity than beta waves. During sleep there are generally combinations of the slower brain frequencies.

The frequencies given for the different brain waves vary slightly between different sources: -

Delta - 0.2 – 3 Hz / 0.5 – 4 Hz

Theta - 3 – 8 Hz / 4 – 8 Hz

Alpha - 8 – 12 Hz / 8 – 13 Hz / 9 – 14 Hz

Beta - 12 – 27 Hz / 12 - 38 Hz / 12 – 40 Hz / 15 – 40 Hz

Gamma - 30 – 42 Hz / 38 – 90 Hz / 40 – 100 Hz

Brainwaves, Frequencies and Functions.

Unconscious		Conscious		
Delta	Theta	Alpha	Beta	Gamma
0.2-4 Hz	4-8 Hz	8-13 Hz	12-30 Hz	30-42 Hz
Awake	Emotion	Consciousness	Thought	Will
Sleep Deep Sleep Coma	Drives Feelings Trauma Desires	Awareness of the Self Intuition of Feelings	Concentration Intellectual Activity	Extreme focus Energy Discipline

<https://images.app.goo.gl/NfAdz2Nh3b8R5k1C6>

Annex

Le code finale :

```
#define REMOTEXY_MODE__SOFTSERIAL
#include <SoftwareSerial.h>
#include <RemoteXY.h>
#define REMOTEXY_SERIAL_RX 2
#define REMOTEXY_SERIAL_TX 3
#define REMOTEXY_SERIAL_SPEED 9600
  int led = 13;
  int frq;
  char str1[] = "Grave";
  char str2[] = "Eveil";
  char str3[] = "Relaxation";
  char str4[] = "Méditation";
  char str5[] = "Sommeil";

  // RemoteXY configurate
#pragma pack(push, 1)
uint8_t RemoteXY_CONF[] = // 128 bytes
  { 255,0,0,26,0,121,0,16,25,6,68,49,2,17,61,42,0,23,60,37,
    0,8,239,69,69,71,0,131,1,32,2,39,5,16,7,35,5,1,198,31,
    69,69,71,32,240,159,167,160,0,129,0,61,16,34,3,2,68,30,4,0,
    171,76,97,32,102,114,195,169,113,117,101,110,99,101,32,32,58,0,67,4,
    69,25,20,5,23,74,24,6,0,226,25,11,67,4,74,41,20,5,23,88,
    25,6,0,63,25,11,129,0,66,33,13,4,5,82,16,5,0,42,76,39,
    195,169,116,97,116,32,58,0 };

// this structure defines all the variables and events of your control interface
struct {
```

Annex

```
// output variables
float onlineGraph_1;
char text_1[11]; // string UTF8 end zero |
char text_2[11]; // string UTF8 end zero

// other variable
uint8_t connect_flag; // =1 if wire connected, else =0

} RemoteXY;
#pragma pack(pop)

void setup(){
  Serial.begin(9600);
  RemoteXY_Init ();
  int Pot;
  pinMode(8,OUTPUT);
}

void loop(){

  RemoteXY_Handler ();
  // Lire la valeur du potentiomètre

  digitalWrite(8 ,HIGH);
  int Pot = analogRead(A0);
  int frq = Pot/16; // calculer la fréquence
```

Annex

```
    printf (RemoteXY.text_1, "%d Hz", frq);
//Affiche la valeur du fréquence sur le moniteur série
Serial.print( "la fréquence est:");
Serial.print(frq);
Serial.println( "Hz.");
    if( frq > 32 ){
        digitalWrite(8 ,LOW);
        digitalWrite(13 ,HIGH);
        delay(200);
        analogWrite(13,LOW);
        delay(450) ; // clignoter
    }
    RemoteXY.onlineGraph_1 = float (analogRead(A0)) / 204.8;
    if( frq > 33 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str1);
    }
    else if( frq > 14 ){
        strcpy (RemoteXY.text_2, str2);
    }
    else if( frq > 8 ){
        strcpy (RemoteXY.text_2, str3);
    }
    else if( frq > 4 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str4);
    }
    else if( frq > 0 ){
strcpy (RemoteXY.text_2, str5);
    }
}
```