



Travaux d'Étude en Electronique

Fabrication d'un amplificateur pour l'électrocardiographie

DOU Yuhan

HUANG Zifei

LIU Jingtian

LI Zhongzhou

Sommaire

I. Contexte du projet.....	1
I.1 Introduction.....	1
I.2 La création et les caractéristiques des signaux ECG.....	1
II. Exigences de conception.....	2
II.1 Les bruits principaux du signaux ECG.....	2
II.2 Exigences de conception de circuit pour le système d'acquisition ECG.....	2
III. Etude théorique.....	3
III.1 La conception totale.....	3
III.2 La conception de chaque module.....	4
III.2.1 La simulation des signaux ECG.....	4
III.2.2 Le préamplificateur.....	7
III.2.3 Le réjecteur.....	9
III.2.4 L'amplificateur principal.....	11
III.2.5 Le filtre passe-bas.....	13
IV. Etude expérimentale.....	15
V. Conclusion.....	21

I. Contexte du projet

I.1 Introduction

Le cœur est l'un des organes les plus importants du corps humain: par la contraction et la relaxation régulière du cœur, le sang circule continuellement dans le corps humain, maintenant les activités de la vie. Dans la vie moderne, les maladies cardiaques et sanguines sont de plus en plus courantes capturer la forme d'onde cardiaque devient de plus en plus important. Dans notre projet, nous essayons à construire un circuit d'électrocardiographie.

I.2 La création et les caractéristiques des signaux ECG

D'abord, le myocarde excite avant le battement du cœur, ce processus crée un courant faible. Le courant est transmis aux différentes parties par les tissus du corps. En raison des différences des tissus des différentes parties du corps, les différences de distance entre ces parties et le cœur, les changements potentiels à différentes parties de la surface du corps sont également différents. Ces changements potentiels sont envoyés à l'appareil d'enregistrement pour former une courbe dynamique, c'est l'électrocardiogramme.

Les signaux ECG ont les caractéristiques suivantes:

(1) Faiblesse:

Le signal ECG prélevé sur la surface du corps humain est très faible, généralement de 0,05mV ~ 5mV.

(2) Instabilité:

Signaux électriques d'humaine sont toujours en un changement dynamique, quand on fait la mesure, traitement et analyse, il faut noter que les signaux varient en fonction du temps et sélectionner des amplifications et temps division d'affichage adaptés selon ses caractéristiques spectrales.

(3) Basse fréquence:

La gamme de fréquence des signaux ECG humains est limitée, principalement concentrée dans la plage de basses fréquences de 0,5 Hz à 1000 Hz.

(4) Changement aléatoire:

En raison de l'inhomogénéité du corps humain et la possibilité de recevoir plusieurs canaux d'entrée, l'information peut facilement changer avec des interférences extérieures, de sorte que le signal ECG présente un caractère aléatoire.

II. Exigences de conception

II.1 Les bruits principaux du signal ECG

Les signaux ECG ont des caractéristiques faible, d'impédance élevée, de basse fréquence, et sont facilement perturbé par l'environnement externe. Par conséquent, l'analyse des sources de bruit pour adopter des mesures de filtrage est au centre de l'acquisition du signal ECG. Le bruit principal du signal ECG est le suivant:

(1) L'interférence de la fréquence de réseau.

Comme le réseau d'alimentation électrique est omniprésent, les interférences de fréquence de 50 Hz sont les plus courantes et constituent également la principale source d'interférences pour les signaux ECG, et leur intensité est suffisante pour couvrir les signaux ECG.

(2) L'interférence du champ électromagnétique à haute fréquence.

Diverses émissions de radio, des émetteurs de télévision, des équipements de communication, des radars, ses travaux beaucoup augmenter des ondes électromagnétiques en air. Ces interférences électromagnétiques à haute fréquence peuvent être introduites par l'intermédiaire du conducteur du système de mesure connecté au corps humain, ce qui peut entraîner des résultats de mesure instables.

(3) L'interférence de polarisation d'électrode.

ECG est obtenu en plaçant des électrodes sur la surface du corps humain. Les tensions de polarisation vont typiquement de quelques millivolts à quelques centaines de millivolts. Lorsque l'état des deux électrodes ne peut pas être maintenu symétrique, la tension de polarisation va créer une interférence.

(4) L'interférence myoélectrique.

Sous le contrôle du système nerveux, l'activité mécanique musculaire s'accompagne d'une activité bioélectrique. Myoélectrique est généralement un changement électrique rapide avec une gamme de fréquence de 20 Hz à 5000 Hz.

(5) L'interférence de l'appareil lui-même.

L'équipement électronique utilisé pour le traitement du signal génère lui-même du bruit d'instrument. Ce type d'interférence a généralement fréquence élevées et est facilement filtré par un filtrage passe-bas.

II.2 Exigences de conception de circuit pour le système d'acquisition ECG

Basé l'analyse ci-dessus les caractéristiques du signal ECG et des sources principales de bruit, la conception du circuit d'acquisition de signaux ECG doit répondre aux exigences suivantes:

- (1) Il n'est pas permis d'affecter le processus physiologique normal pendant le processus de mesure.
- (2) Le signal physiologique mesuré ne doit pas être déformé.
- (3) Séparer autant que possible le signal de diverses interférences.
- (4) Dans le cas d'un événement dangereux tel qu'un choc électrique, il doit fournir une protection efficace au patient.

Les indicateurs spécifiques sont les suivants:

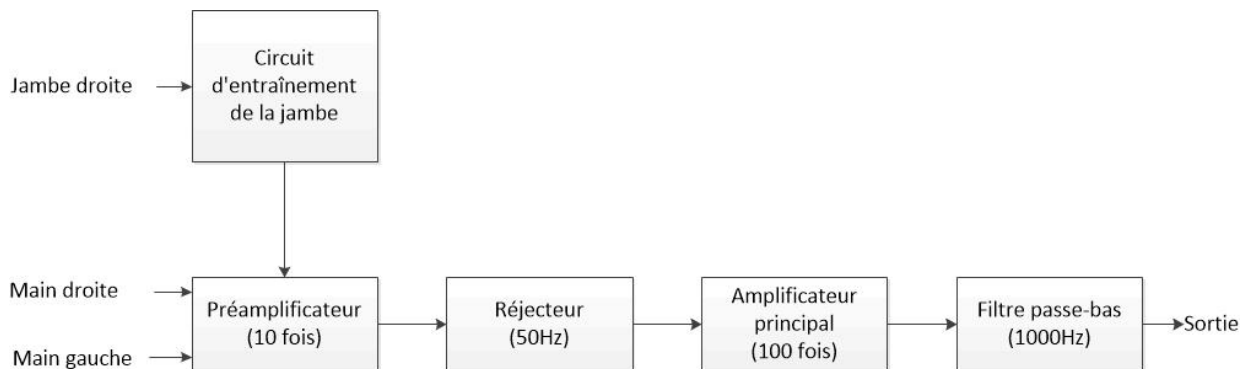
- (1) L'amplitude de la plage ECG est de 0,01 mV à 5 mV
- (2) La tension d'alimentation de l'amplificateur est $\pm 15V$
- (3) Le gain de l'amplificateur est de l'ordre de 1000.
- (4) Courant de polarisation d'entrée: $< 2nA$
- (5) Taux de réjection en mode commun: TRMC 50 Hz du signal sinusoïdal ≥ 90 dB
- (6) Bande passant: 0,5Hz à 1000 Hz

III. Étude théorique

III.1 La conception totale

Les entrées de notre système sont les signaux de la main gauche , la main droite et la jambe droite , ils passent le préamplificateur (10 fois), le circuit réjecteur 50 Hz , l'amplificateur principal (100 fois) et le filtre passe-bas de 1000 Hz , et puis on obtient les signaux ECG claires dans l'oscilloscope .

La graphe de ce système est au dessus:



Le premier amplificateur a un grand TRMC, on choisit AD620 pour diminuer l'influence de la résistance intérieure et le mode commun, il peut stabiliser la sortie.

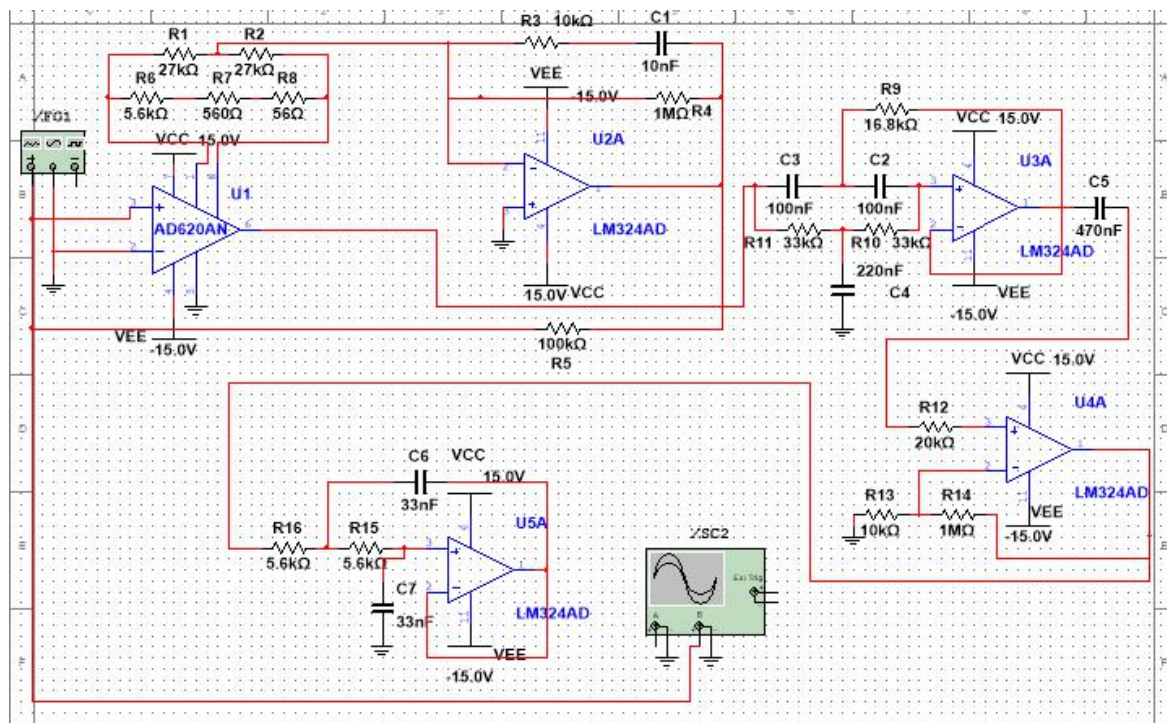
Le deuxième circuit est un circuit réjecteur de 50 Hz, c'est un filtre bande-bloqué, il peut éliminer l'influence de 50 Hz.

Le troisième est l'amplificateur principal pour amplifier les signaux très faibles de l'entrée, il peut amplifier 1000 fois.

Le quatrième est un filtre passe-bas. Comme la fréquence des signaux de cœur est entre 0,5 Hz -1000 Hz, la fréquence de coupure est 1000 Hz pour éliminer l'influence des bruits de fréquence haut.

On choisit LM324 pour le deuxième, le troisième et le quatrième circuit.

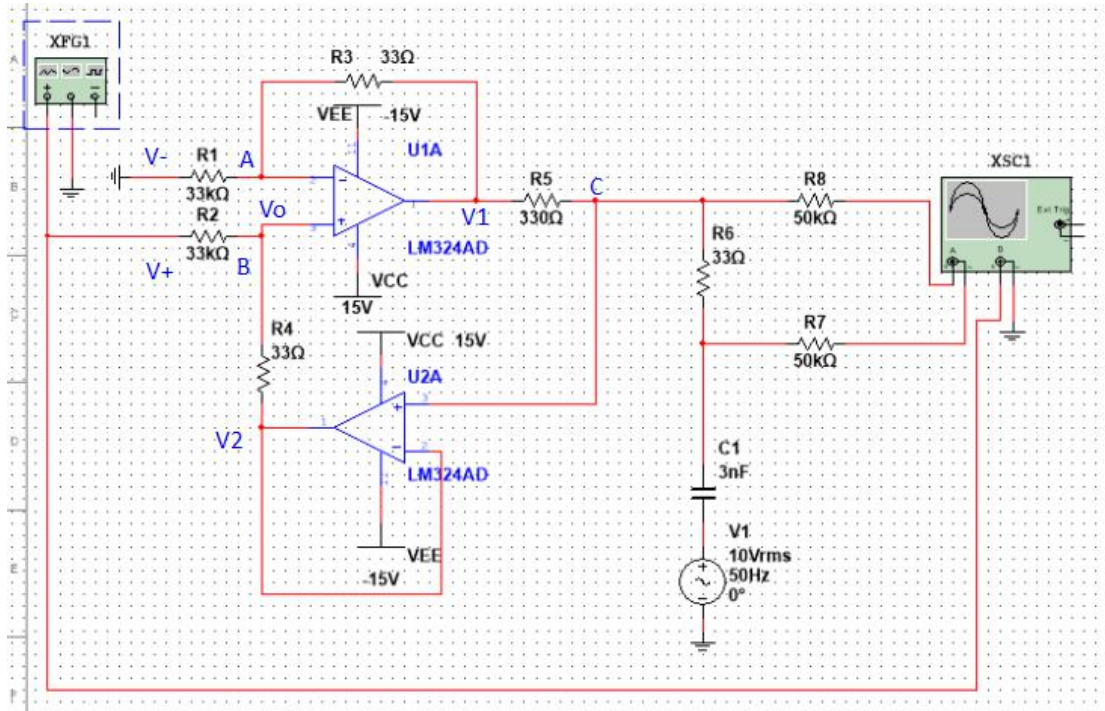
Le circuit total est ci-dessus:



III.2 La conception de chaque module

III.2.1 La simulation des signaux ECG

Pour simuler, on a besoin de fournir un créneau, son amplitude est 1 mV, sa fréquence est 1 Hz, son rapport cyclique est 5%. En réel, le générateur ne peut pas fournir une tension plus petit que 10 mV, donc on a besoin de créer un circuit de simulation des signaux ECG, il a une grande tension d'entrée, la tension de sortie est 1mV.



R_7 et R_8 sont les résistance des mains , C_1 est la capacité d'air , le générateur alternatif simule le bruit de 50 Hz .

Noeud A:

$$\frac{V_- - V_o}{R_1} = \frac{V_o - V_1}{R_3}$$

Noeud B:

$$\frac{V_+ - V_o}{R_2} = \frac{V_o - V_2}{R_4}$$

Or

$$R_1 = R_2 , \quad R_3 = R_4$$

Donc

$$\frac{V_+ - V_-}{R_1} = \frac{V_1 - V_2}{R_3}$$

Noeud C:

$$i_{out} = \frac{V_1 - V_2}{R_5}$$

Donc

$$i_{out} = \frac{(V_+ - V_-)R_3}{R_1 R_5}$$

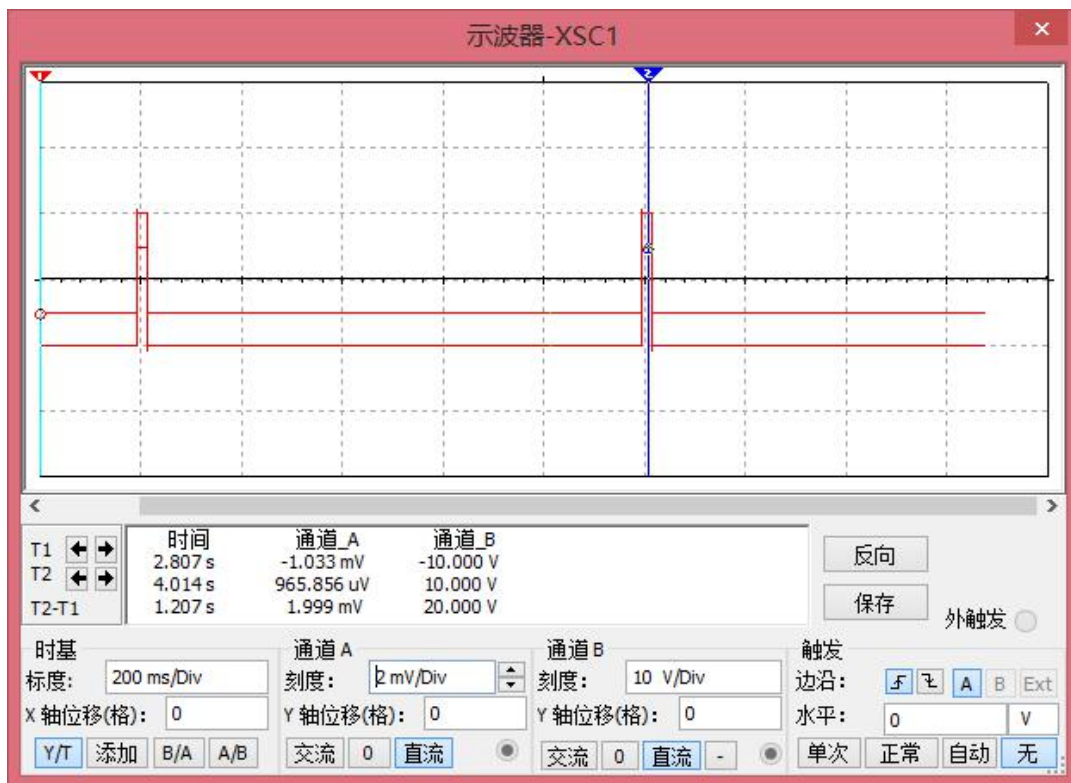
Donc , la tension de R_6 est

$$V_{out} = \frac{(V_+ - V_-)R_3}{R_1 R_5} \cdot R_6$$

On fournit un créneau dont l'amplitude est 1 mV, la fréquence est 1 Hz, le rapport cyclique est 5%, pour avoir un signal de sortie de 10 mV, donc

$$\frac{R_3 R_6}{R_1 R_5} = \frac{1}{10000}$$

Ici, on choisit $R_1 = R_2 = 33k\Omega$, $R_3 = R_4 = 33\Omega$, $R_5 = 330\Omega$, $R_6 = 33\Omega$. On obtient le résultat:



Son amplitude est 956.856 uV, il diminue la tension .

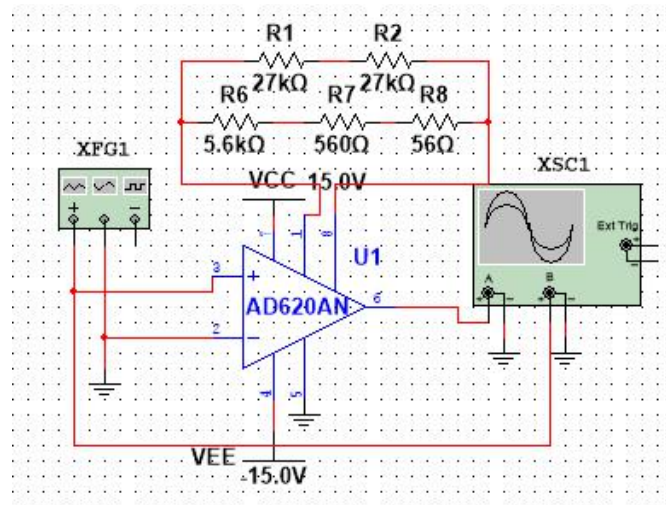
Après on fournit le tension alternatif, on obtient le résultat:



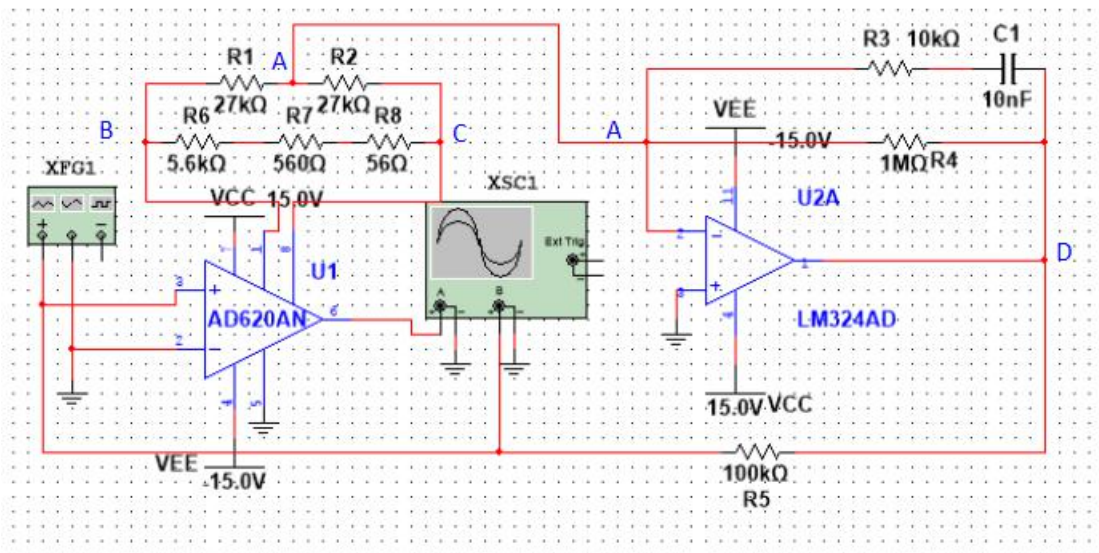
III.2.2 Le préamplificateur

Le préamplificateur est le principe de ce système. Comme les signaux ECG sont très faible, instable et il a une grande résistance intérieure, on doit augmenter la résistance d'entrée pour diminuer l'influence de sa résistance intérieure. En même temps, l'amplificateur doit avoir besoins d'un grand gain. Si le bruit est trop fort, le préamplificateur aura une distorsion, donc il ne peut pas avoir un trop grand gain. On choisit un gain qui est 10 fois. Par ailleurs, les bruits de notre corp et l'extérieur sont souvent en mode commun, on doit avoir un grand TRMC pour éliminer le bruit en mode commun.

Finalement, le préamplificateur est au-dessus.



$$G_1 = \frac{49.4k\Omega}{(R_1 + R_2) // (R_6 + R_7 + R_8)} + 1 \approx 9.86$$



$$\left\{ \begin{array}{l} V_{cm} = \frac{V_B + V_C}{2} \\ R_1 = R_2 \end{array} \right. \Rightarrow \frac{V_B}{R_1} + \frac{V_C}{R_2} = \frac{2V_{cm}}{R_1}$$

$$\frac{V_D}{R_3 // R_4} + \left(\frac{V_B}{R_1} + \frac{V_C}{R_2} \right) = \frac{V_D}{R_3 // R_4} + \frac{2V_{cm}}{R_1} = 0$$

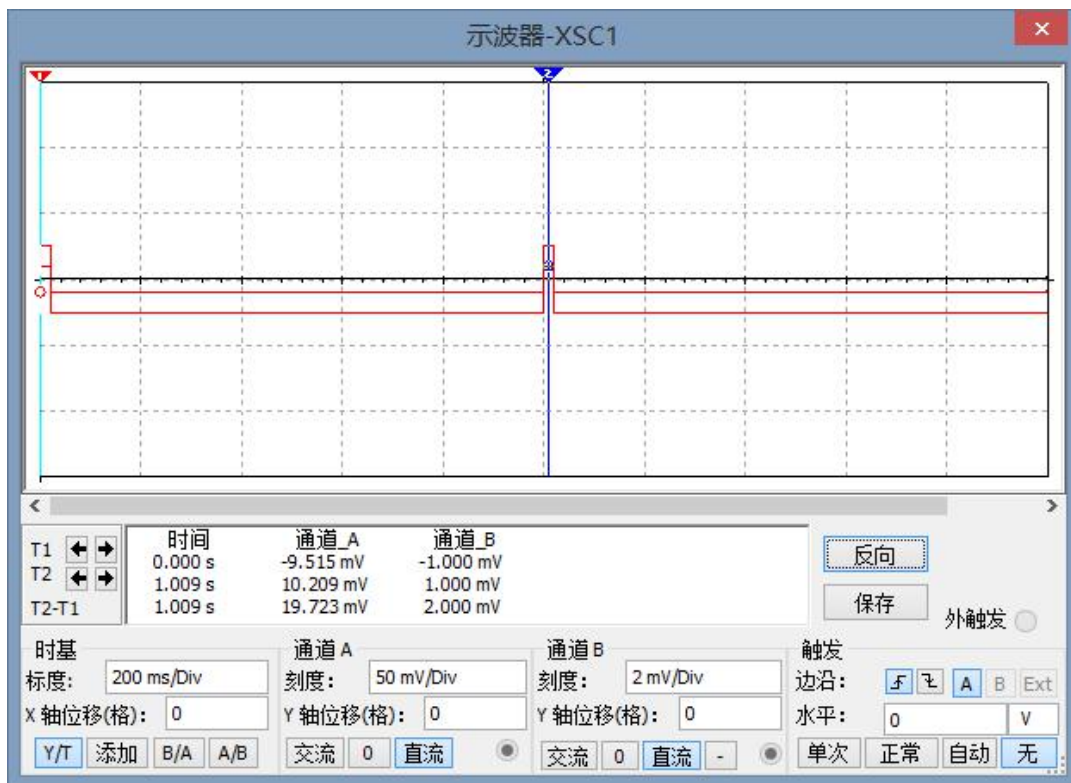
$$V_D = -\frac{2(R_3 // R_4)}{R_1}$$

$$V_D = V_{cm} - i \cdot R_5$$

Donc

$$V_{cm} = \frac{i \cdot R_5}{1 + \frac{2(R_3 // R_4)}{R_1}}$$

On fournit un créneau dont l'amplitude est 1 mV, la fréquence est 1 Hz, le rapport cyclique est 5% , et on a le résultat:

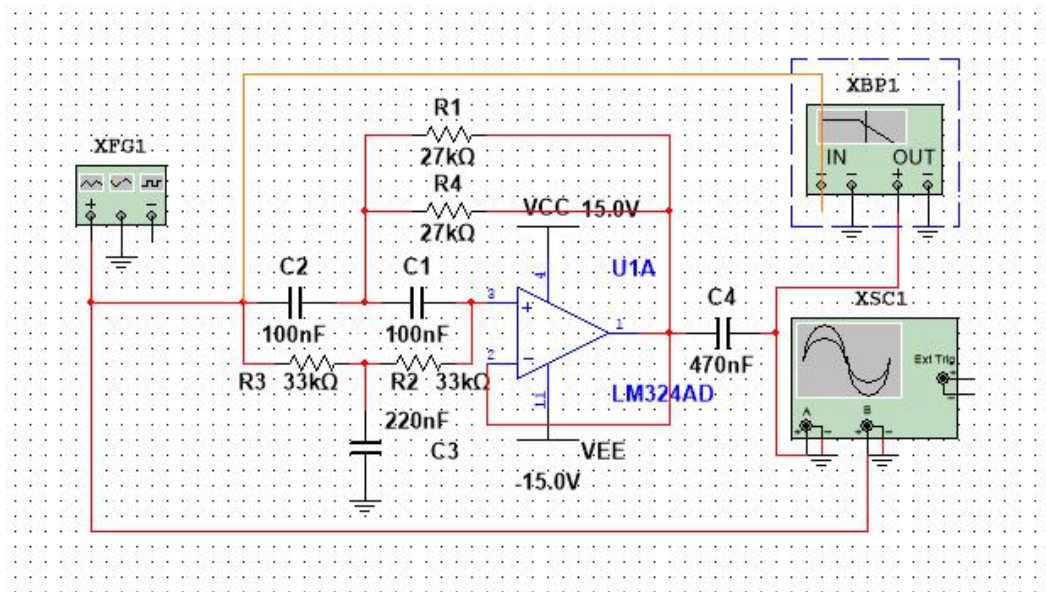
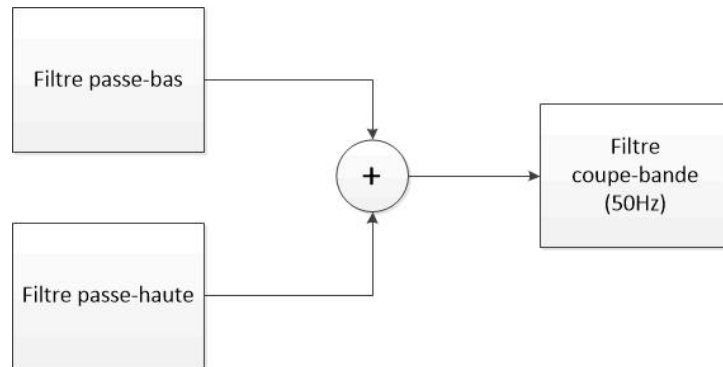


Le signal de sortie est 10.209mv , c'est bon.

III.2.3 Le réjecteur

Après le préamplificateur , il y a encore des signaux de 50Hz dans le système , c'est le bruit principal , donc on crée un filter passe-bloqué pour éliminer ce bruit.

Le filter est ci-dessus:



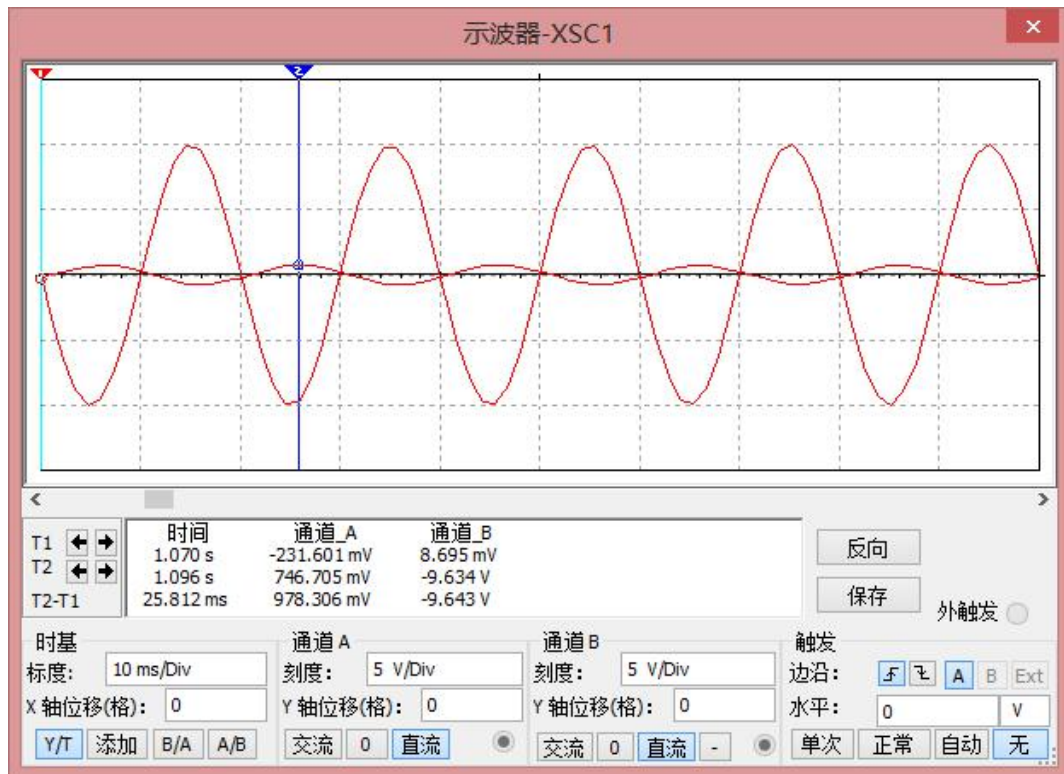
R_2 、 R_3 、 C_3 composent un filter passe-bas , sa fréquence de coupture est

$$f_1 = \frac{1}{2\pi \cdot C_3 (R_2 // R_3)} \approx 43.84Hz$$

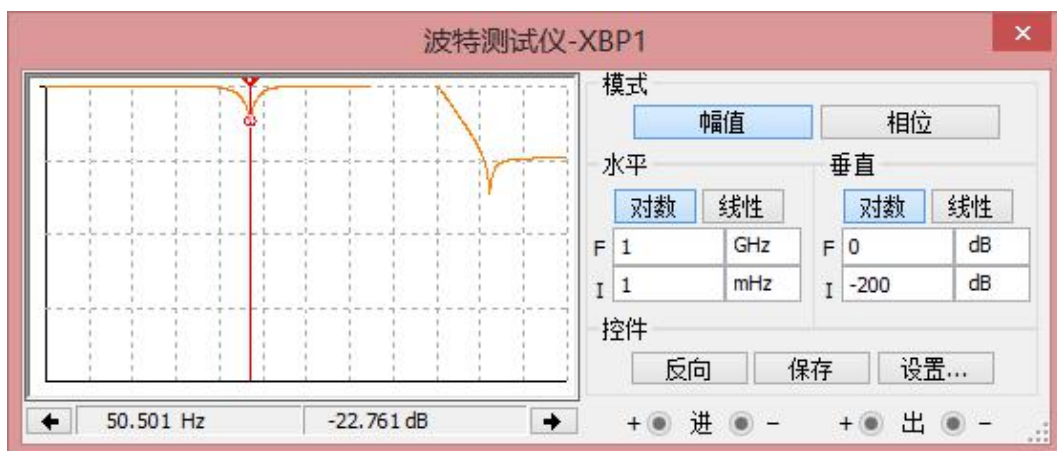
C_1 、 C_2 、 R_1 、 R_4 compose un filter passe-haut, sa fréquence de coupture est

$$f_2 = \frac{1}{2\pi \cdot (R_1 // R_4) (C_2 + C_1)} \approx 58.95Hz$$

Entrer un signal sinusoïdal dont la fréquence est 50Hz , l'amplitude est 10V, le signal de sortie de ce circuit est:



La diagramme de Bode:

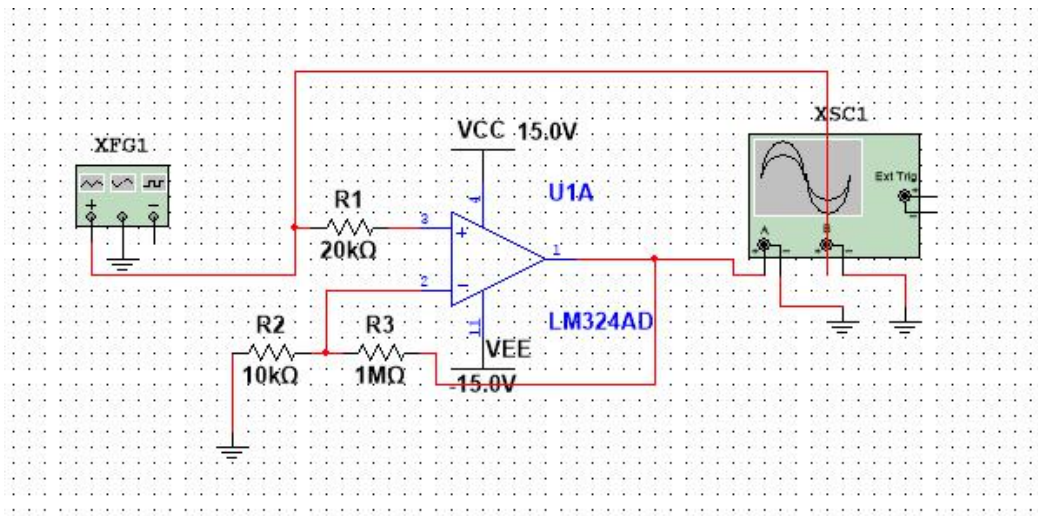


Par la diagramme de Bode, il peut bien éliminer le signal de 50Hz , il a -22,761dB.

III.2.4 L'amplificateur principal

L'amplitude du signal ECG est dans l'ordre "mV", mais la tension d'entrée de l'amplificateur est dans l'ordre "V" ($\pm 15V$), donc le gain total du système doit être 1000. Le préamplificateur a atteint une amplification de 10 fois, de sorte que l'amplificateur principal doit atteindre un gain de 100 fois.

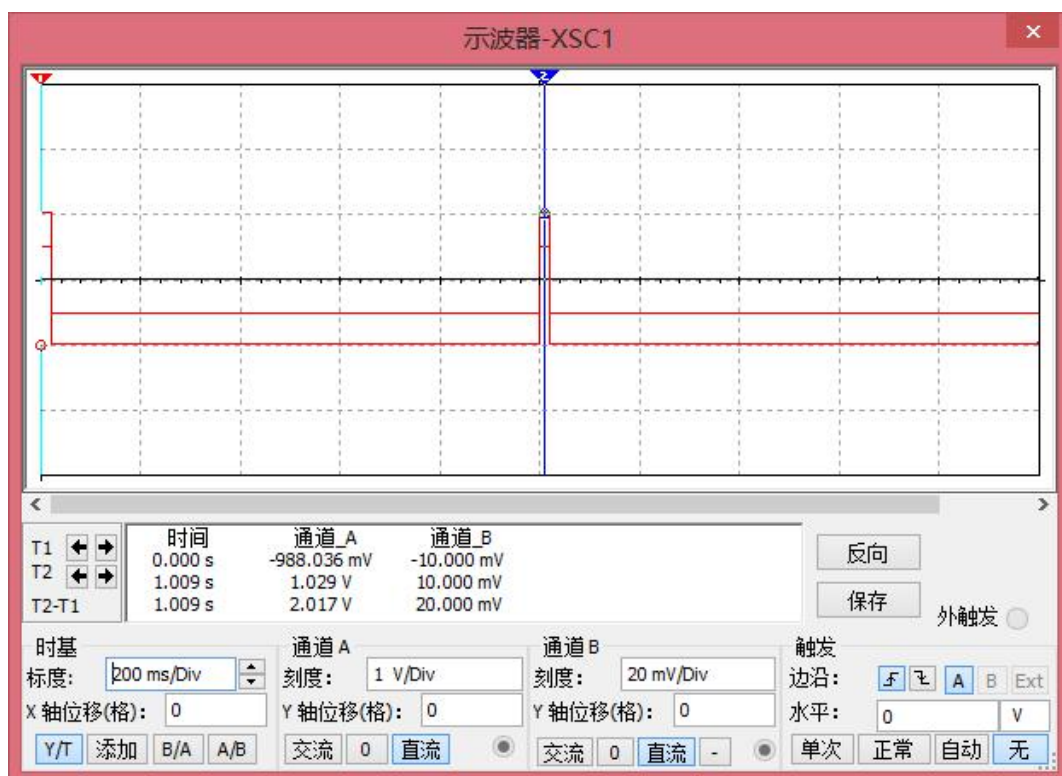
Ce système adopte l'amplificateur opérationnel en phase et le schéma est comme suit:



Le gain du circuit est:

$$G_2 = 1 + \frac{R_3}{R_2} = 101$$

On entre un signal carré avec une amplitude de 10mV, une fréquence de 1Hz et un rapport cyclique de 2%. La sortie est:

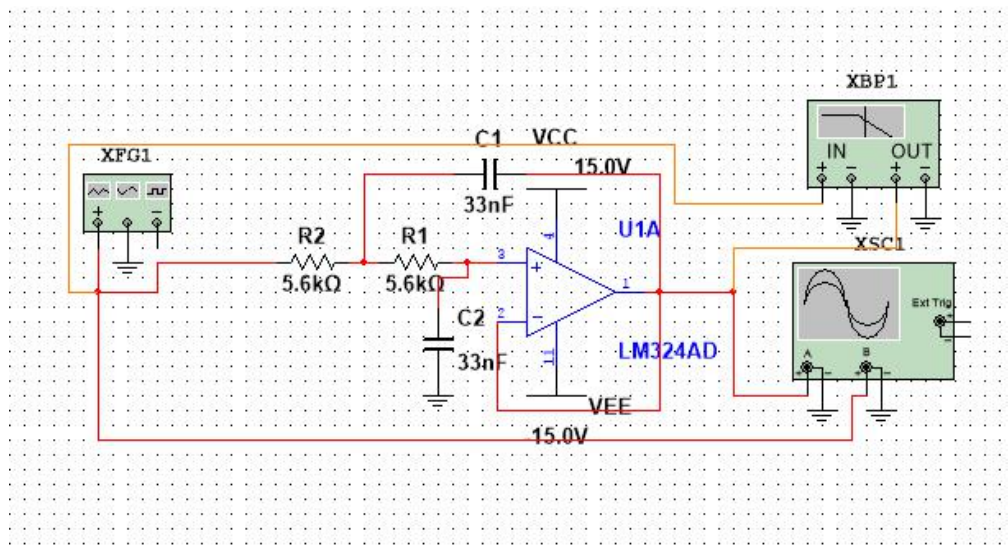


L'amplitude de la sortie est de 1,029V. Ce circuit réalise l'amplification de 100 fois du signal d'entrée.

III.2.5 Le filtre passe-bas

En raison de l'interférence électromagnétique et de l'interférence de l'appareil de mesure, le signal ECG original génère un bruit de haute fréquence après avoir franchi les premières étapes du circuit, ce qui perturbe gravement l'acquisition du signal. Par conséquent, un filtre passe-bas doit être conçu pour supprimer les interférences de signal de haute fréquence.

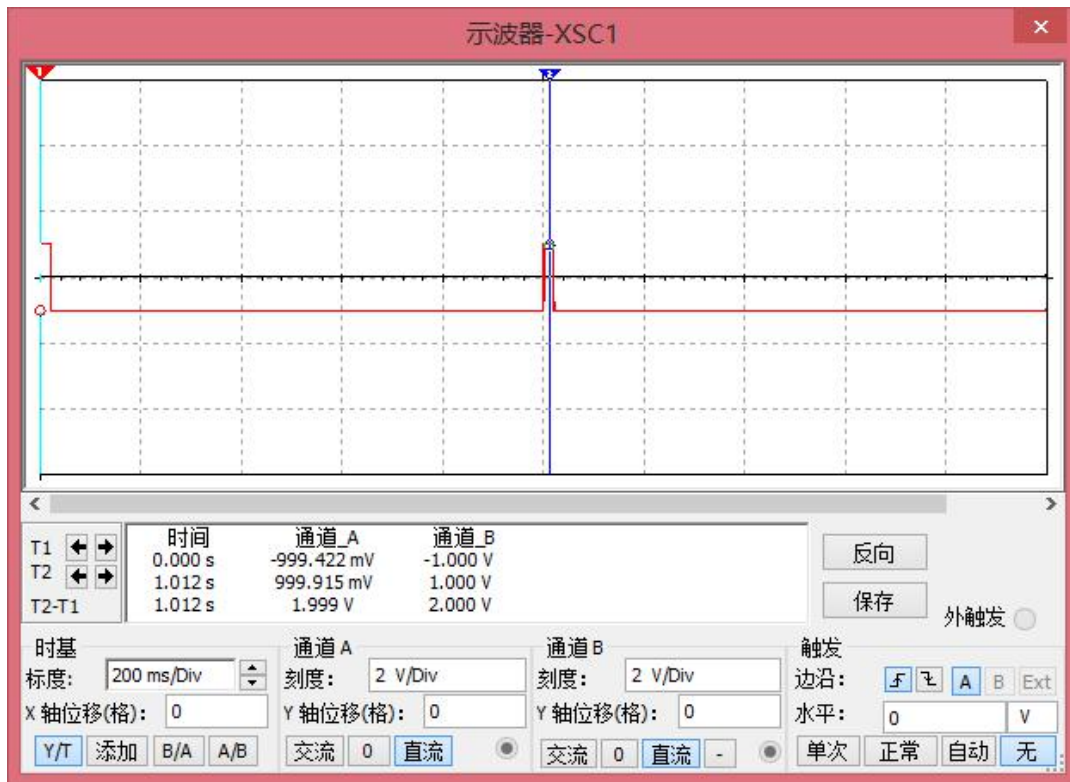
Ce système utilise un filtre passe-bas actif de second ordre, et son schéma est le suivant:



La fréquence de coupure de ce circuit est:

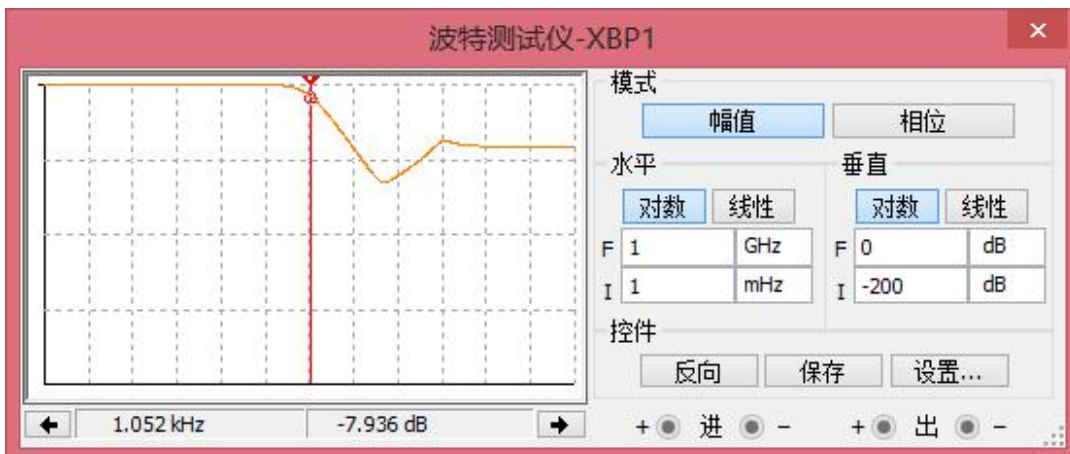
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{R_1 R_2 C_1 C_2}} = 861.23 \text{ Hz}$$

On entre un signal carré avec une amplitude de 1V, une fréquence de 1Hz et un rapport cyclique de 2%. La sortie est:



L'amplitude de la sortie est de 999,915V. Il n'y a pratiquement pas de perte de signal.

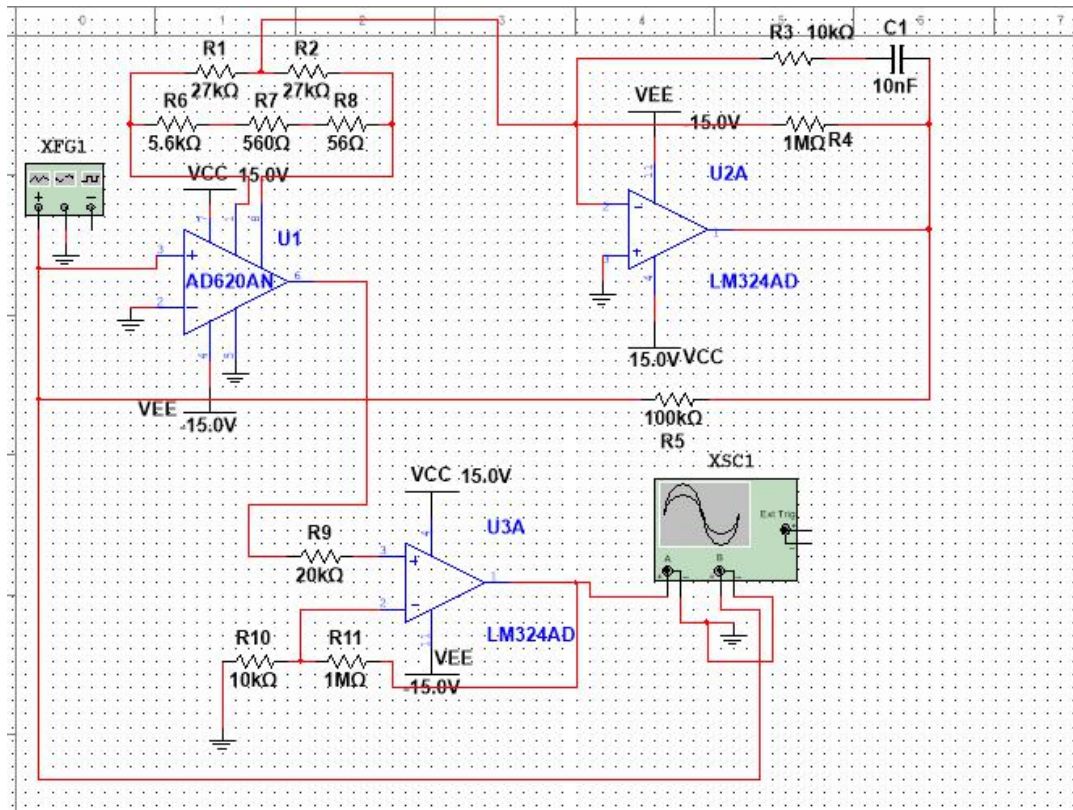
Le diagramme de bode de ce schéma est:



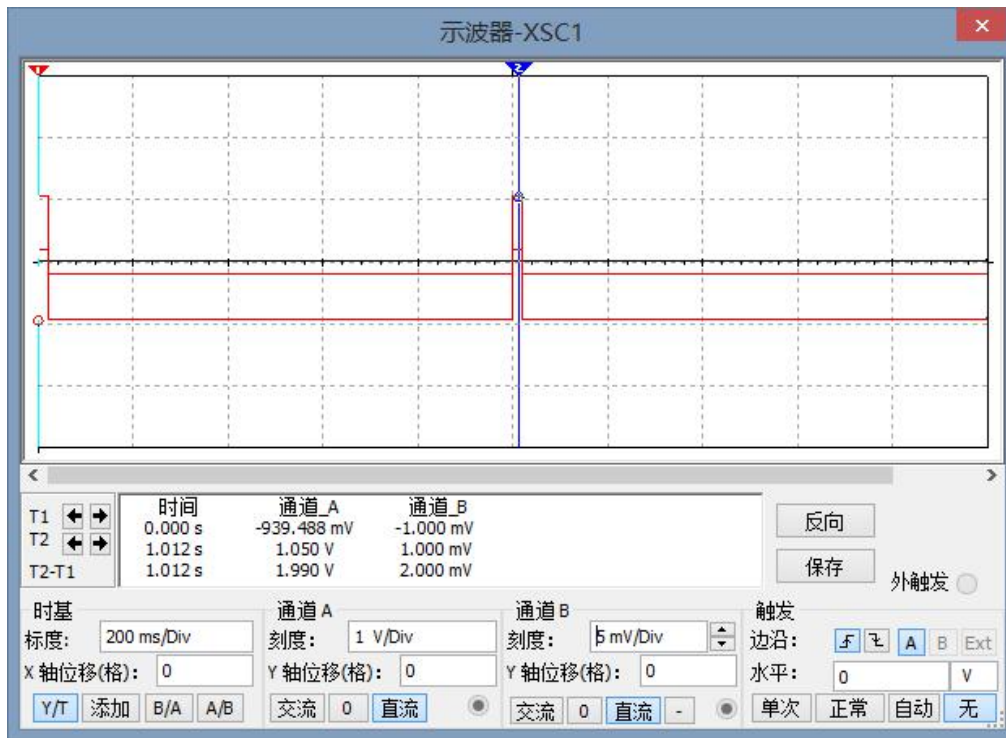
Le gain d'amplitude autour de 1000 Hz est de - 7,936 dB, donc ce circuit peut effectivement supprimer les bruits supérieurs de 1000Hz.

IV. Étude expérimentale

En construisant le circuit, nous n'avons pas connecté le réjecteur de 50Hz et le filtre passe-bas de 1000 Hz, donc nous n'avons obtenu qu'une amplification de tension de 1000 fois. Le schéma total est comme suit:

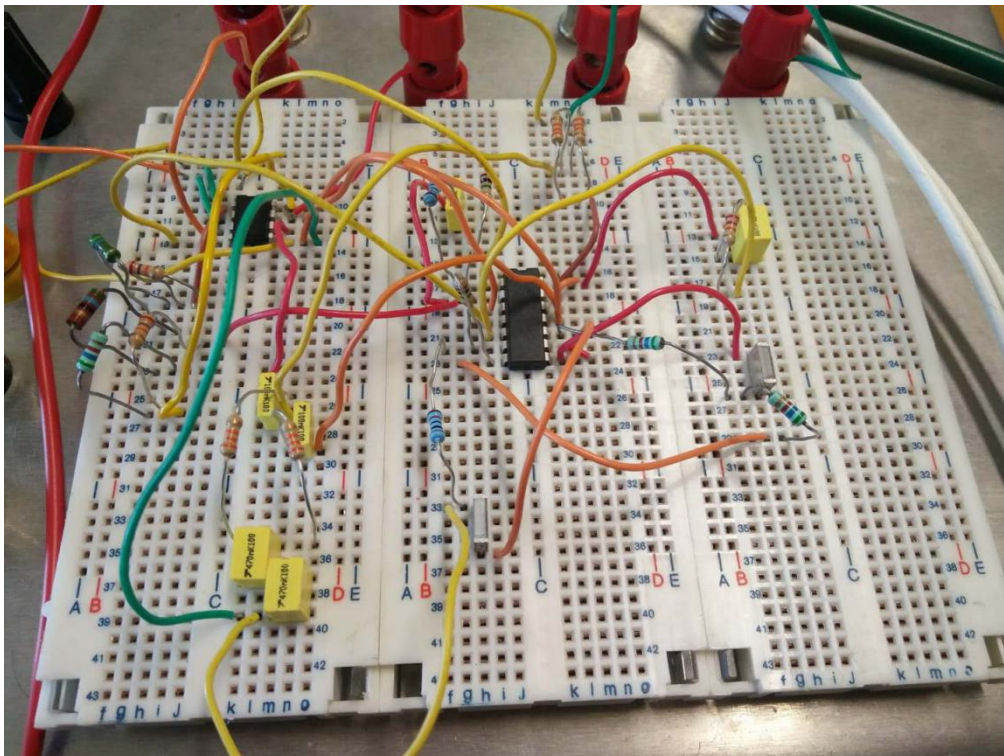


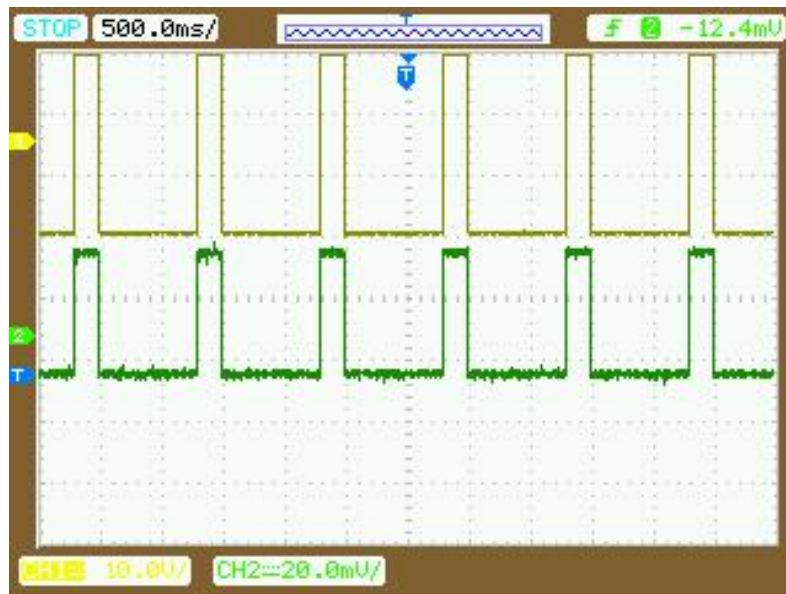
On entre un signal carré avec une amplitude de 1mV, une fréquence de 1Hz et un rapport cyclique de 2%. La sortie est:



L'amplitude de la sortie est de 1,050V. Il n'y a pratiquement pas de perte de signal et ce système peut réaliser l'amplification de 1000 fois du signal d'entrée.

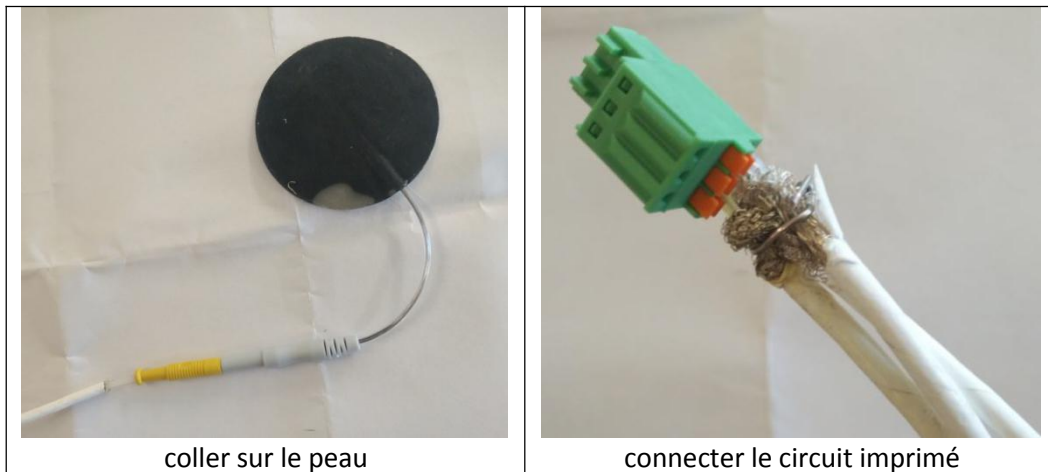
Sur la carte, le circuit est configuré selon le schéma comme ci-dessus. On entre un signal carré avec une fréquence de 1 Hz et un rapport cyclique de 2% (CH1), la sortie est affichée sur l'oscilloscope (CH2), qui est également un signal carré:



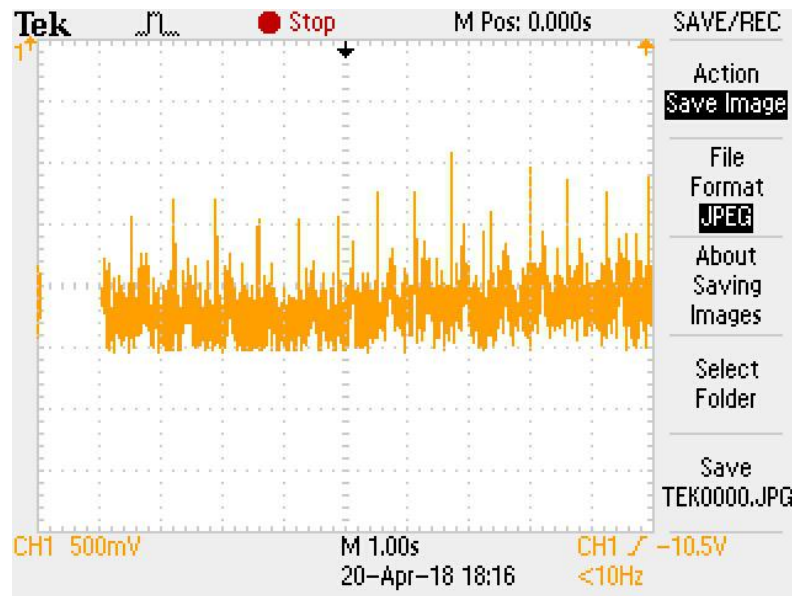


Maintenant l'entrée est modifiée en signaux ECG réels. Pour détecter le signal électrocardiographie, nous avons fabriqué 3 fils :un bout peut coller sur le peau d'humain, l'autre est connecté à notre circuit.Les deux fils d'1m est pour coller les mains et le fils pour le pied est de 1,5m.Pour les fabriquer, nous utilisons des câbles coaxiaux. D'un bout du fil, nous l'avons soudé à un bâton métal qui prend le signal.

Notre signaux sont passés par le conducteur central. De l' autre coté, nous envoyons les signaux de mains au circuit. Pour le signal du pied, nous le connectons avec le blindage des 3 fils, puis ce signal est renvoyé au pied, ça est pour améliorer le TRMC.

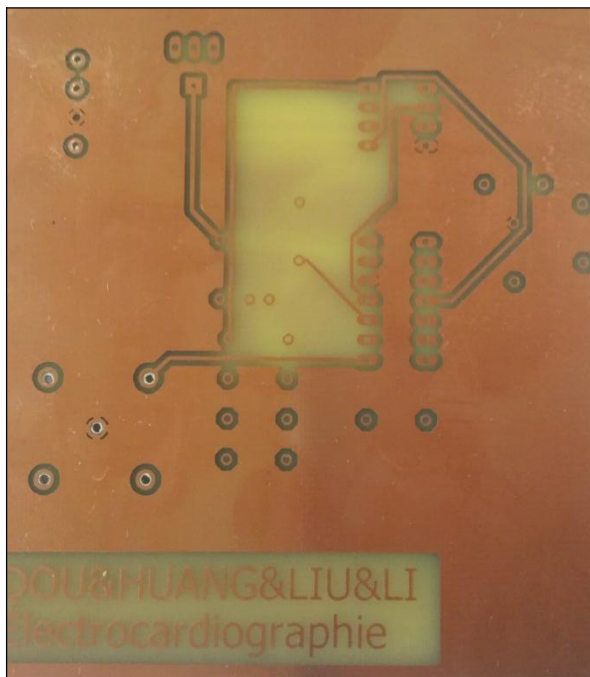


La sortie mesurée est représentée sur la figure suivante, et les pics sont les signaux ECG. Puisque il y n'a pas de modules de débruitage dans ce système, la sortie contient beaucoup de bruit.

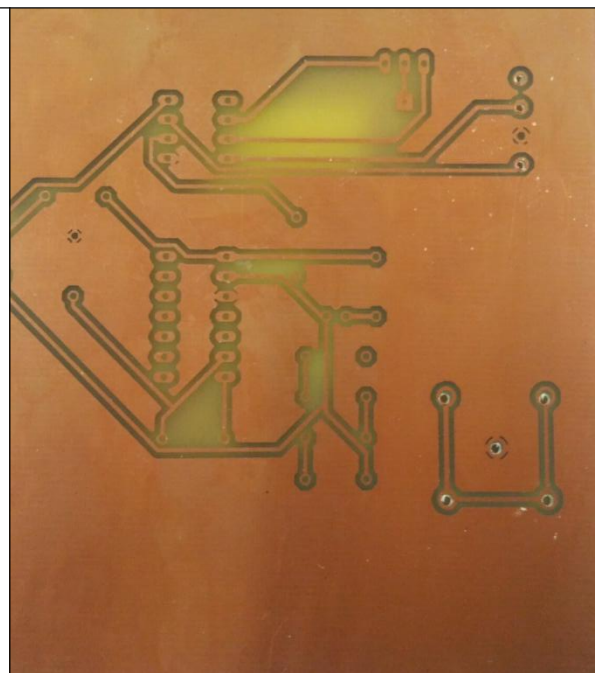


Après avoir réglé l'oscilloscope, nous avons réussi à obtenir le signal ECG.

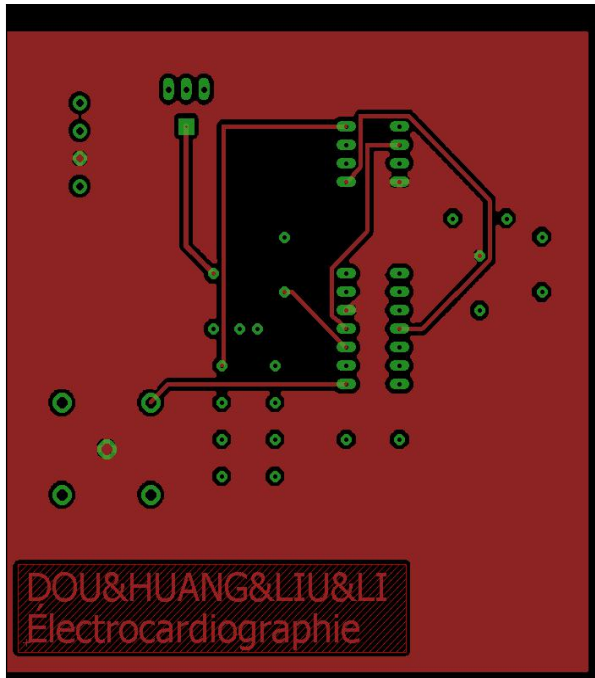
Nous observons bien que la période de chaque pic est d'environ 0,7s, notre fréquence cardiaque mesurée est de 85,7/min. Pour adolescent ou adulte au repos, la fréquence cardiaque normale est de 70 ± 10 , ça convient notre mesure. La plus grande incertitude vient de la mesure de la période du battement du cœur, nous avons fait une approximation. De plus, nous étions émus quand on réussit à capter des signaux. Puis nous utilisons un logiciel qui s'appelle EAGLE pour dessiner notre circuit imprimé.



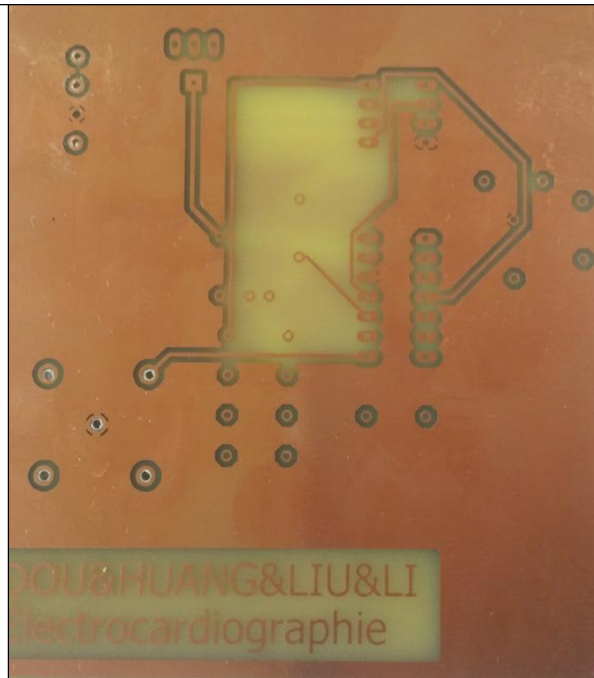
Circuit imprimé (Vu dessus)



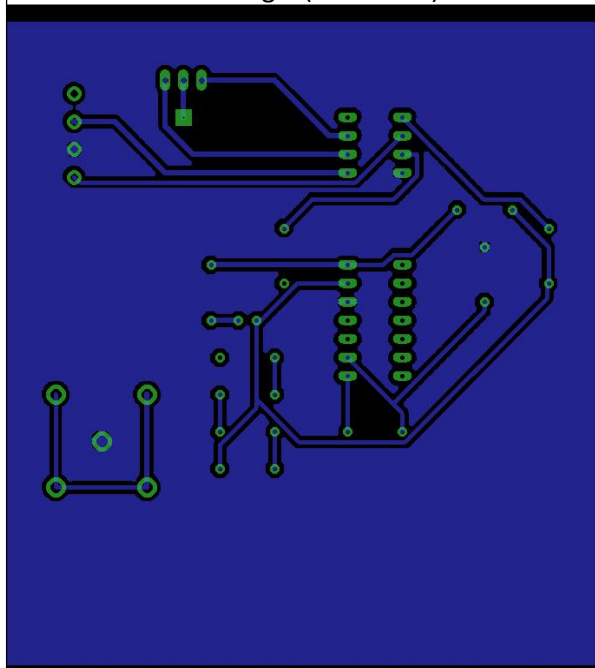
Circuit imprimé (Vu dessous)



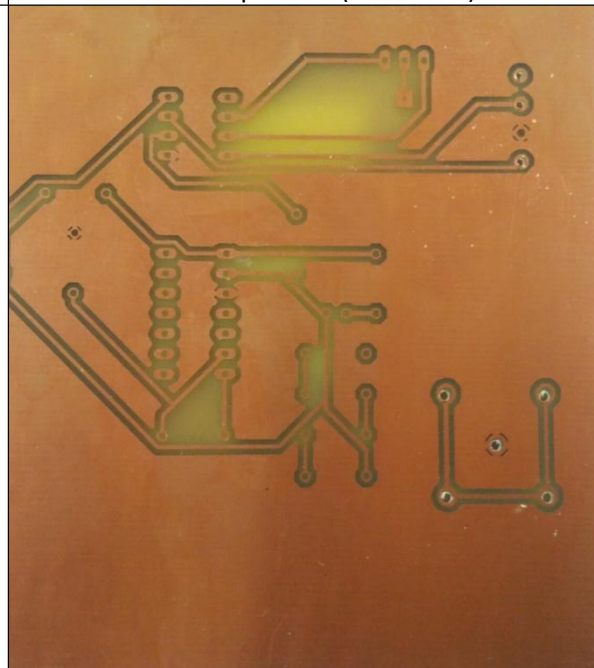
Desin d'eagle (Vu dessus)



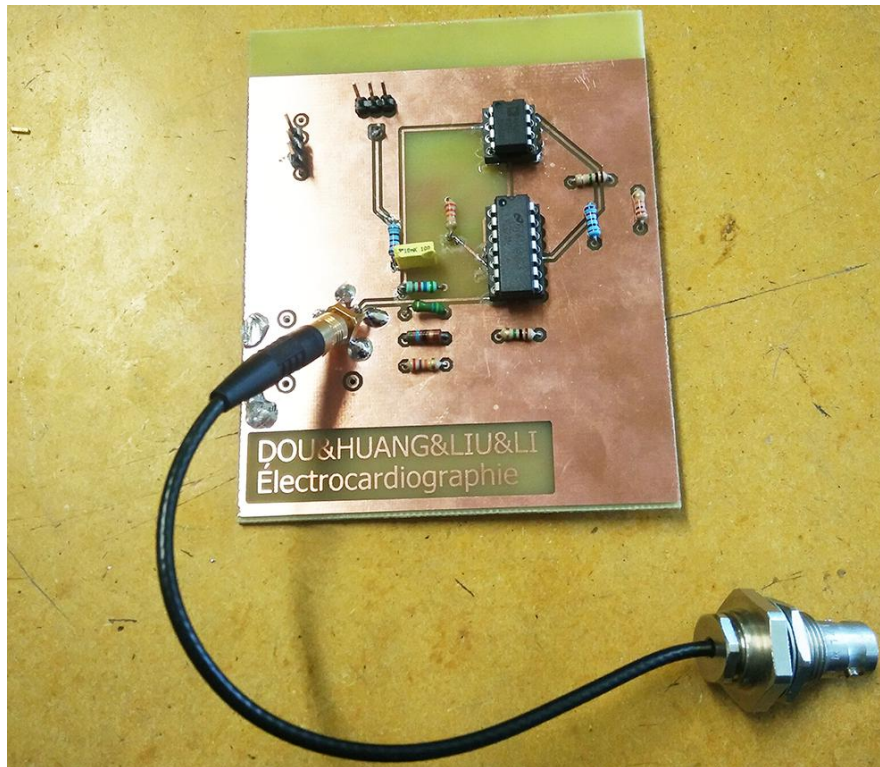
Circuit imprimé (Vu dessus)



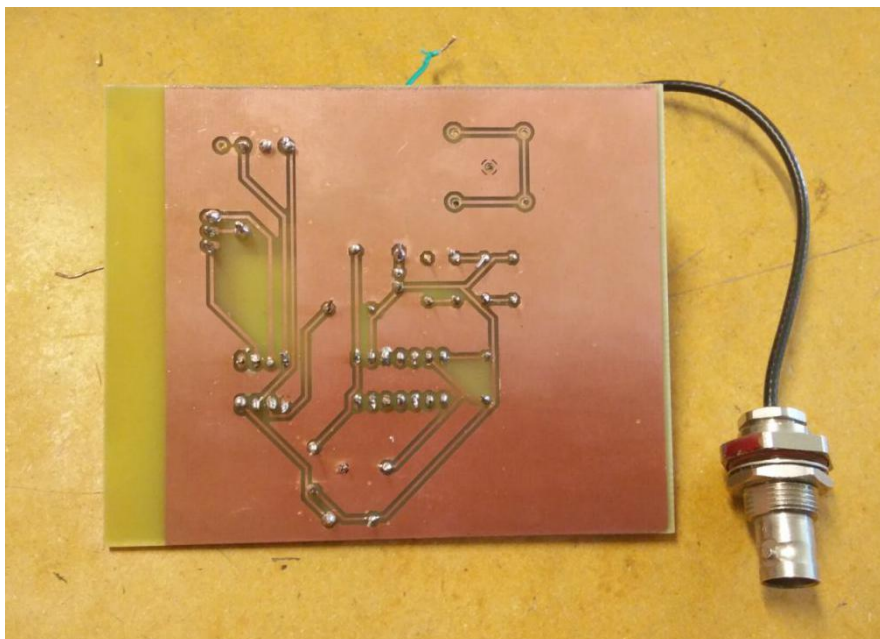
Desin d'eagle (vu dessous)



Circuit imprimé (Vu dessous)



Circuit imprimé avec des composants soudés (Vu dessus)



Circuit imprimé avec des composants soudés (Vu dessous)

Quand on construit notre circuit, nous avons inversé la masse et le signal sorti à la fin, donc nous connectons le connecteur avec notre vrai signal et soudé l'extérieur de la connecteur à la couche de la masse. Nous transférons les résistances utilisés à notre circuit imprimé et les soudons tout les deux cotés avec la plaque, puis nous avons refait le même expérimentale, mais nous avons pas réussi à capter le signal ECG.

V. Conclusion

Ce rapport est divisé en deux parties : théoriques et pratiques qui élaborent sur la façon dont nous menons notre projet.

En théorie, nous avons ajouté une partie du filtre, mais dans la mise en œuvre actuelle, nous avons seulement réussi à amplifier le signal.

En général, grâce à ce projet, nous avons appris comment compléter la conception d'un circuit logique pur. L'ensemble du processus est divisé en quatre parties, simulation par ordinateur, simulation par maquette, designer carte de circuit imprimé par EAGLE, réalisation avec le circuit imprimé. Ce projet nous permet d'appliquer ce que nous apprenons en cours et TP.