

MEMSデバイスを用いた猫背矯正装置の開発

理数科2年 鷹野琥太郎 ボアゼイヴィア龍穂

要 約

円背は血流を悪化させ、頭痛や肩こり、最悪の場合は脳梗塞など重篤な事態に至らせるほどの危険性を持つ。その改善を謳う既存製品の大半は、矯正状態を常時維持するメカニズムを採用しているが、それは着用者に多大なストレスを与えかねない。そこで、小型のMEMS加速度センサーとフォースセンサーの両方を用いて正確なセンシングを行い、そのデータをもとに短時間で低負荷な矯正を行うデバイスを開発した。

ABSTRACT

The rounding of the back aggravates our blood flow, and has a risk of resulting in a headache, neck ankylosis, and at worst, a serious situation like a brain infarction. Most of the products which claim to improve the condition adopt a mechanism to keep redressing continuously however the products can cause stress to the users. So, we developed a device which accurately senses and quickly redresses the body with few loads of power by using a MEMS (=Micro Electro Mechanical Systems) accelerometer and a force sensor.

1. 序論

実に日本人の60%以上は「自分は猫背である」との自覚を持っているという研究結果が北海道大学の橋内、大塚らによって明らかにされている。日本人だけに限らず、産業や文明の発達により体を動かさずとも満足いく生活が可能になった今、猫背を含む悪姿勢である人の数は世界中で増加している。悪姿勢が慢性化すると、血流の悪化、頭痛、肩こり、脳梗塞など多くの健康被害が懸念される。また、悪姿勢は作業効率を低下させる原因にもなりうる。悪姿勢の人の増加は個人への影響にとどまらず、学校や企業など社会的集団へも被害を与える恐れがある。しかし、悪姿勢の改善を常に意識することはストレスを増加させてしまい本末転倒になりかねない。そこで、センサーとマイコンを用いて意識せずとも姿勢を改善できるデバイスを制作することにした。

2. 研究内容

以下、第1号機に関して説明する。

2-1. デバイスの概要

本装置は腰に装着するベルトにフォースセンサーを5個搭載している。猫背などの悪姿勢の状態となると、ベルトに強い圧力が加わるため、フォースセンサーの出力値は通常時よりも上昇する。さらに、首元に加速度センサーを搭載しているため、姿勢が悪くなるとセンサーの出力数値が極端に変動することになる。加速度センサーの出力数値とフォースセンサーの出力数値

とをあわせてプログラムで処理を行う。その結果「姿勢が悪い状態」という判断をした場合には、服の内部にあるハーネス状のベルトが、腰に搭載されているサーボモーターで巻き取られ、物理的に元の体勢に戻すという動作が行われる。

2-2. 材料と方法

本デバイスを制作するにあたって用いた主な部品と材料を以下に示す。

- Arduino UNO（今回は互換機を使用）
- フォースセンサー HSFPAR004A（アルプスアルパイン）
- 加速度センサー KXTC9-2050（Kionix）
- サーボモーター KRS-2542R2HV ICS（近藤科学）
- 計装アンプ AD623（アナログ・デバイセズ）
- 積層セラミックコンデンサー 0.1 μ F（村田製作所）
- カーボン皮膜抵抗 1 k Ω
- 中継用基板（自作）
- サーボ用信号変換基板（近藤科学）
- バッテリー 850 mAh（近藤科学）

その他、各種ピンヘッダ、ピンソケット、ビニル電線 ϕ 0.3 mm、アクリル板（センサー部）、ポリイミドテープ（センサー部）、衝撃吸収スポンジ（センサー部）、かしめピン（センサー部）、プラスチックボックス、トグルスイッチ、熱収縮チューブ等を使用した。

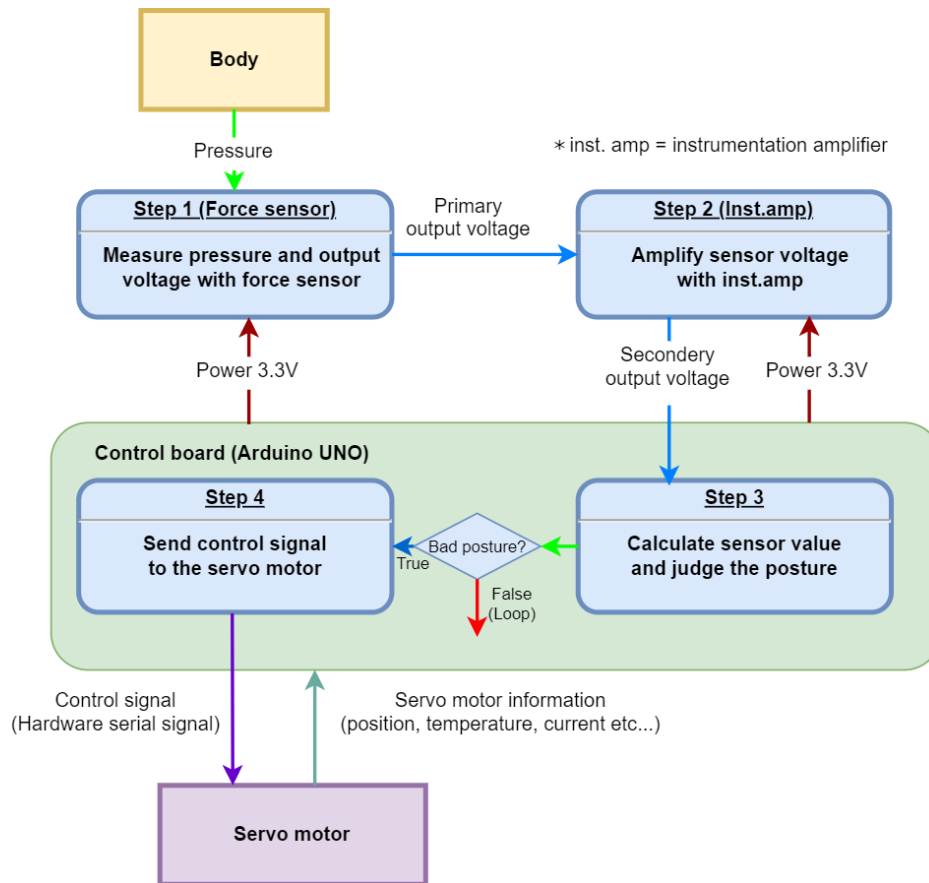


Fig. 1 第1号機 動作フロー

2-3. 回路設計

上に、デバイス全体の動作フローと、下に中継用基板の外観を示す。中継用基板とは Arduino とセンサーおよびアクチュエータの間に挟む基板で、双方の信号を中継するために用いる。実装されている部品は計装アンプ、抵抗器、セラミックコンデンサー、ピンヘッダである。

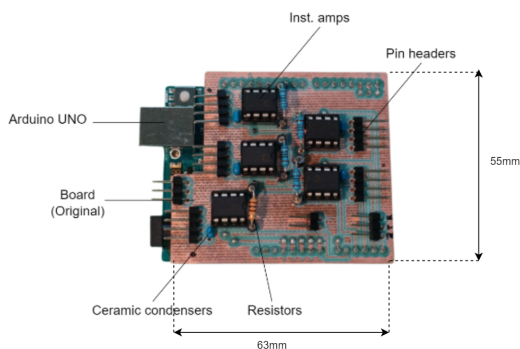


Fig. 2 第1号機 基板外観

2-4. 部品の説明

2-4-1. フォースセンサー

フォースセンサーとは、圧力を計測するセンサーであり、姿勢の変化によって生じる骨格の変位を数値化

するために実装する。

実装にあたって、まずはじめに使用するフォースセンサー HSPAR004A の圧力検出上の特性を調査する実験 (1) を行った。これは、皮膚や布などの柔らかい素材では力が分散されてしまい、正確に計測できなくなる可能性があるためである。

実験 (1)

目的：力を加える際にセンサーと接触する素材の違いによる圧力検出の差を調べる。

方法：実験方法は安定電源装置を用いてセンサーに直流電圧 3.3 V を加え、検出部分に以下の素材を用いて圧力を加える。

- 素材 1：指
- 素材 2：布（綿）
- 素材 3：ポリエチレン樹脂
- 素材 4：アルミニウム板

結果：それぞれの場合に加えた力の大きさと出力電圧（計装アンプによる増幅後）の関係を述べる。指と布の場合、仮説通り電圧は出力されなかったが、ポリエチレン樹脂とアルミニウム板の場合はマニュアルに規定された理論値が出力された。

考察・評価：センサーを直接指や布で押しても大きな変化は見られなかった。ポリエチレン樹脂と金属の場合ははっきりとした変化が見られたため、これらの素材を用いて独自に接触部を拡張することとした。

具体的には Fig. 2 に示すように、ベースとなるアクリル板の上にセンサーを載せ、その両端に衝撃吸収スポンジを貼り付けた上でトップにもう 1 枚のアクリル板を載せる。(以降「拡張パーツ」とする。) こうすることで圧力を受ける面積が広がるため、安定した計測ができるという仮説を立てた。ただしこれは MEMS デバイスを大型化してしまう行為であるため、最終的には小型化と検出精度の両立を図って改良する必要がある。詳しくは 3-2. 今後の展望 で述べる。

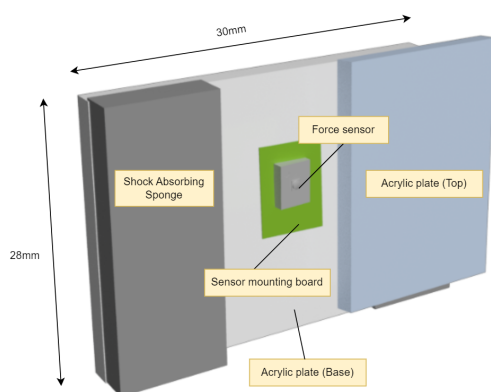


Fig. 3 センサー拡張パーツの拡大図

この仮説を検証するために拡張パーツを使用して姿勢の検出をする**実験 (2)** の結果について述べる。

実験 (2)

目的：作製した拡張パーツの性能を、実際の測定を行って評価する。

方法：拡張パーツをセンサーに取り付け、その上から指で力を加える。

結果：実験の結果出力された電圧は、加える力を大きくするのに伴って比例関係で増加した。また、途中で電圧の乱れは見られなかった。

考察・評価：拡張パーツを使用した場合、センサーを直接指や布で押した場合と比較して安定して電圧が出力されていることがわかったため、この拡張パーツは圧力の計測に対して十分な性能を持っているといえる。

つづいて、この拡張パーツを用いた上で、センサーの配置を変えた場合に出力電圧がどのように変化するかを調べる**実験 (3)** を行った。

実験 (3)

目的：センサーの配置による計測結果の違いを調べる。

方法：以下のようにセンサーの配置と装着方法を変え、猫背になった際の出力値の変動を測定する。ただし、「上部固定」とは素材を襟に固定すること、「下部固定」とは素材を腰部に固定することを指す。

1. タオル (上部固定)
2. タオル (上部下部固定)
3. 綿 (上部固定)
4. 綿 (上部下部固定)

結果：すべての場合において、姿勢の変化によるセンサーの出力値の変化は見られなかった。

考察・評価：どの場合も大きな変化がなく、安定して数値を出力できなかった。原因としては、固定している場合でも素材の伸縮によって衣服との間に隙間が生じ、センサーが密着しなくなったことが挙げられる。この結果を元に我々は、ベルトと身体の上に圧力が生じる腰部分にセンサーを装着したほうが安定して圧力を検出できるとの仮説を立て、背骨に沿ったセンサー配置方式を変更し、腰に巻くベルトの内側にセンサーを装着して**実験 (4)** を行った。

実験 (4)

目的：腰部にセンサーを配置した場合と、背骨に沿って配置した場合の出力電圧の違いを調べる。

方法：背骨ではなく腰部にセンサーを配置し、出力電圧を測定する。

結果：5つのセンサーによって出力値にばらつきはあるものの、姿勢の変化に伴って必ず1つ以上のセンサー出力値が変動することがわかった。

考察・評価：この方法の場合、ベルトによって常にセンサーが身体に密着しているため、姿勢の変化を正確に捉え、値を出力できていると考えられる。よってこの方法を実際のデバイスに採用することとした。

続いてセンサーの信号処理について述べる。今回使用したセンサーは圧力の変化に応じて2つの端子から差動電圧が出力される方式である。しかし、その変化はごく微小であり、そのままではマイコン上で処理しにくい。ため、計装アンプ AD623 を用いた差動増幅回路を構成した。この回路を通すことで、センサーの最大出力電圧を 3.0 mV から 2.0 V まで増幅することができる。増幅後の電圧を Arduino 内蔵の A/D コンバータを用いてデジタル信号に変換した後、プログラムで処理を行う。(差動増幅回路設計の詳細は 2-5 を参照のこと)

2-4-2. 加速度センサー

前述のフォースセンサーに加え、首元の角度を検出するために加速度センサーを搭載することにした。仕様では3軸の傾きを計測可能であるが、ここでは首の前後方向の傾きのみを測定するため、1軸のみを使用した。加速度センサーもフォースセンサー同様、出力信号をArduinoでA/D変換して処理を行う。ただし、加速度センサーの出力電圧は処理に十分な大きさであるため増幅は行わない。

ArduinoのA/D変換（計6チャンネル）は0～5Vの電圧を10ビットの数値（0～1023）に変換する。1回のサンプリングに要する時間（サンプリング周期）は約100μsである（出典：Arduino.cc）ため、すべてのセンサーのサンプリング周波数はおよそ10kHzである。

2-4-3. 巻取り機構について

次に矯正を行う巻取りの機構について述べる。巻取りはサーボモーターを用いて行う。今回は、サーボモーターはKRS-2542R2HV ICS（近藤科学）を使用した。小型でありながら十分なトルクがあり、人体への装着に適していると判断したためである。当初はPWM（パルス幅変調制御）を用いて回転角度を制御する予定であったが、ファンクションジェネレータを用いてモーターに任意の幅のパルス信号を送り、パルス幅と回転角度の関係を調べる実験を行ったところ、安定したパルス（ファンクションジェネレータと別途、オシロスコープで計測）を送っているにもかかわらず回転が不安定になる場合があった。具体的には逆回転が起きる場合や、回転が停止しない場合である。よってこの方式を人体に用いるのは保安的な観点で危険だと判断し、ハードウェアシリアル信号を用いて正確な回転制御を行う方式に変更した。また、電流制限値などは同社からダウンロード可能なサーボモーター設定ソフトウェア（ICS3.5-3.6manager）を用いて以下のように設定した。

表 1: サーボモーターの設定項目一覧

設定項目	設定値	単位
スピード	80	
電流制限	63	mA
温度制限	80	℃
通信速度	115.2	kbps
回転モード	TRUE	

また「回転モード」をオンにし、角度の制限なく回転できる設定に変更した。電流制限は既定値の200mAを使用した。実際に紐を使って上体を起こした実験では、回転速度の設定値は80が適切であるとわかったた

めその設定を使用した。それ以外は既定値を使用している。サーボモーターとArduinoは、同社提供のICS変換基板を介して接続している。

2-5. プログラム

プログラムは全てArduino IDEを用いてArduino言語で記述している。実際のプログラムは近藤科学から提供されている簡易的なサーボ制御プログラムに変更を加える形で記述した。実際にコンパイルして動作させても先行研究のような処理速度の低下は認められなかったため、実際のデバイスでもArduino言語を使用することとした。

実際に使用した制御用のソースコード（一部抜粋）を以下に示す。

Listing 1: dogbone.ino

```

1 #include <IcsHardSerialClass.h>
2 const byte EN_PIN = 2;
3 const long BAUDRATE = 115200;
4 const int TIMEOUT = 1000;
5 IcsHardSerialClass krs(&Serial, EN_PIN,
6   BAUDRATE, TIMEOUT);
7 int wait;
8 int servoflag;
9 void setup() {
10   krs.begin();
11 }
12
13 void loop() {
14   int A0val = analogRead(A0);
15
16   if (A0val > 340) {
17     wait++;
18     delay(1);
19     if (wait == 1000) {
20       servoflag = 1;
21     }
22   }
23
24   if (servoflag == 1) {
25     krs.setPos(0, 9500);
26     delay(3000);
27     servoflag = 0;
28     wait = 0;
29     krs.setPos(0, 7500);
30     delay(3000);
31     krs.setPos(0, 7400);
32     delay(10000);
33   } else {
34     krs.setPos(0, 7500);
35   }
36 }

```

なお実際のコードでは、14行目、16～21行目までは

A0 の部分を A5 まで、同様のコードを変数名を変えて 6 つ記述している。

完全なソースコードは GitHub にて公開している。

(URL: <https://dogbone-dev.github.io/>)

2-6. 差動増幅回路の構成

差動増幅回路を構成する際、アルプスアルパイン発行のマニュアルに従ってに設計すると、オフセット調整抵抗 2 本、増幅率調整抵抗 1 本が別途必要になるが、独自に行った実験では、オフセット調整抵抗を取り除いても、基準電圧 (圧力がない状態で出力される電圧) がなくなるだけで計測上の問題はないと判明したため、小型化のためにこの 2 本の抵抗を実装しないこととした。

増幅率調整抵抗とは、計装アンプの増幅率を設定するための抵抗で、抵抗値が小さいほど入力信号に対する出力信号の増幅率が大きくなる。

センサーに加える力の大きさと増幅後出力電圧の関係は次式 (1) で与えられる。

$$E = \left(1 + \frac{100000}{R(G)}\right) F \quad (1)$$

E 増幅後の出力電圧 [V]

$R(G)$ 増幅率調整抵抗の抵抗値 [Ω]

F センサーに加える力 [N]

フォースセンサーの使用に限定して説明すると、抵抗値が極端に大きい場合、センサーに加えた力の大きさに対する出力電圧の変化は微小である。反対に抵抗値を極端に小さくすると、センサーに少しの力を加えただけでも、出力電圧が急激に上昇してすぐに最大値に達してしまい、中間の計測ができなくなってしまう。このため、実際の使用環境に合わせて最適な抵抗値のものを選定する必要がある。

これらを踏まえて抵抗値を様々に変更し、どれが最も計測に適しているかを決定するための**実験 (5)**を行った。ここでの「適している」抵抗とは、姿勢の変化に合わせて出力電圧が最もなめらかに、かつ安定して変化するような抵抗を指す。

実験 (5)

目的: 増幅率調整抵抗の抵抗値を変更し、計測に最適な抵抗を決定する。

方法: 被験者の腰部に、フォースセンサー 5 つを取り付けたベルトを巻き付け、悪姿勢の状態を再現してもらう。その際に基板上の抵抗を差し替えて抵抗値を変更し、出力される波形を目視で確認する。ただし、抵

抗を差し替える際は 5 つすべてのセンサーの抵抗率が同じ値になるようにする。

結果: 1 k Ω の抵抗の場合に最も安定した増幅ができていた

考察・評価: 実験の結果から、1 k Ω の抵抗が計測に最適であるとわかった。使用範囲の圧力に対して過不足なく電圧を出力できていたため、この抵抗を使用することとした。

試作段階では、サーボモーターまで含めた装置全体の動作を完了する上で、圧力の有無を確実に検知して処理する必要があったため、増幅率調整抵抗は 0 Ω のものを使用している。これらを踏まえた差動増幅回路 (1 ユニット) の回路図を以下に示す。電源-GND 間には供給電圧の安定のため 0.1 μ F の積層セラミックコンデンサを接続している。

2-7. 全体の回路構成

付録に Fig. 4 全体の回路図を示す。

回路図は KiCad を用いて作成、PCB 図面は岡田仁史氏が開発した水魚堂の mbe エディタを用いて作成し、実際の基板は秋田職業能力開発短期大学の基板加工機および付属ソフトウェアを借用して加工した。

2-8. 第 2 号機について

前述の第 1 号機の製作後に判明した課題を改善し、新機能を付加した第 2 号機の開発を開始した。

以下に第 1 号機の問題点を挙げる。

1. モーターの位置のわずかな違いや服の中のベルトの調整具合によって矯正ができなくなる場合がある。
2. 姿勢を治すだけで、ユーザーへのフィードバックがない。
3. 装置がまだ大きく重いため、装着しにくい。
4. 姿勢の検出精度が低い。
5. 専用の充電器 (特殊な端子形状) にしか対応していない。

続いて上記課題の解決方法を挙げる。

1. モーターを外し、姿勢の測定と通知のみに特化したデバイスへと変更する。
2. Bluetooth モジュールを搭載し、スマートフォンと連携する。独自にアプリを開発し、ユーザーへの姿勢情報の通知とログの記録をする。
3. バッテリー、センサー、基板を小型化し、フレキシブル基板を採用する。
4. センサーの拡張パーツを改良し、ゲイン抵抗の調整を行う。また、筋電センサーなど他のセンサーの使用も視野に入れる。
5. USB Type-C 端子に対応し、充電可能にする。

3. まとめ

3-1. 研究成果

本研究によって、MEMS デバイスを用いて姿勢を矯正するデバイスを開発することができた。既製品とは異なり矯正後にはリリースする仕組みを採用しているため、ユーザーに負荷やストレスがかからないという点で新規性があるといえる。また、デバイス本体は大きさや重さを最小限に抑えたものとなっているため、実験的な装置ではなく実用性のある設計となっている。しかしながら、性能評価の結果多くの課題が残っていることがわかったため、2号機で改善していく方針である。詳細は次節で述べる。

3-2. 今後の展望

今後、改善もしくは新規実装できる内容として以下の4つが挙げられる。

1つ目は計測プロセスにおける精度向上である。現在は拡張パーツの性能に差があり、一律で安定した値を取得できないため、拡張パーツの機構を変更することでこの問題を解決していきたい。発展的にはジェスチャーセンサーや筋電センサーなど他の種類のセンサーを搭載し、より高精度に姿勢の変化を検出できるようにすることも視野に入れている。

2つ目はユーザーへのフィードバックである。デバイスのみでの矯正には限界があるとわかったため、ユーザー自身にも矯正を意識してもらう必要がある。そのためスマートフォンのアプリケーションに姿勢の状態を送信し、あく姿勢となった場合には通知することを検討している。その際に、単に「姿勢を直してください」という内容の通知の場合、使用期間が長くなるに連れてユーザーの矯正意欲の低下が予測されるため、具体的な行動プランを提示したいと考えている。例えば、「外を歩いてみましょう」や、「掃除で体を動かしましょう」など、すぐに行動できるプランを提示することで使用を継続できる割合が高くなると考えている。将来的には記録したログデータを分析することによってより適切な行動プランの提示ができるシステムを開発したい。

3つ目はデバイスの小型化である。1号機では制御部が大きく、ポケットにようやく収まる程度のサイズであったため、使いやすさを向上するために更に小型にする必要があった。この項目は2号機の開発プロセスですすでに取り入れており、主に基板サイズの縮小、バッテリーの小型化、フレキシブル基板の採用、表面実装ICの採用などによって小型化を達成している。

4つ目は現在は姿勢の矯正に関する評価は定性的なものとなっており、より高度な姿勢矯正をするには姿勢状態を定量的に評価する必要がある。そのためには矯正時におけるセンサーの数値の変化や、普段の姿勢

でのセンサーの出力値のデータを多く獲得しなければならないため、今後は被験者を用意して実際にデバイスを使用してもらい、使用データを蓄積していく方針である。

4. 謝辞

技術指導、機材提供して頂いた秋田職業能力開発短期大学校教授の遠藤裕之氏、講師の中村俊也氏に心より感謝の意を表します。

5. 参考文献

大学生における猫背、腰痛・肩凝りの発現率とその対策についての調査 橘内, 勇; 大塚, 吉則
北海道大学大学院教育学研究院紀要, 104, 205-211
2008-03-31

DOI: 10.14943/b.edu.104.205

URL: <http://hdl.handle.net/2115/32499>

2022年12月27日アクセス

6. 用語の説明と注釈

†円背 …… 背中を丸くして前かがみになった姿勢。
(実験動物症状観察用語集)

† MEMS …… Micro Electro Mechanical Systems の略。微細加工技術で製作され、電気的な回路要素と、機械的な構造（可動構造や3次元構造）を有するシステムである。加工精度が数十 μm 以下の加工法が代表的である。(日本機械学会 機械工学事典)

†フォースセンサー …… 圧力センサーのこと。圧力センサーとは、気体や液体の圧力をステンレスダイヤフラム、シリコンダイヤフラムなどを介して、感圧素子で計測し、電気信号に変換し出力するセンサー。(FA用語辞典)

†先行研究：情報2班の先行研究では、ロボット制御にPython言語を使用した際に、C言語に比べて計算処理の速度が低下するという問題が確認された。

7. 付録

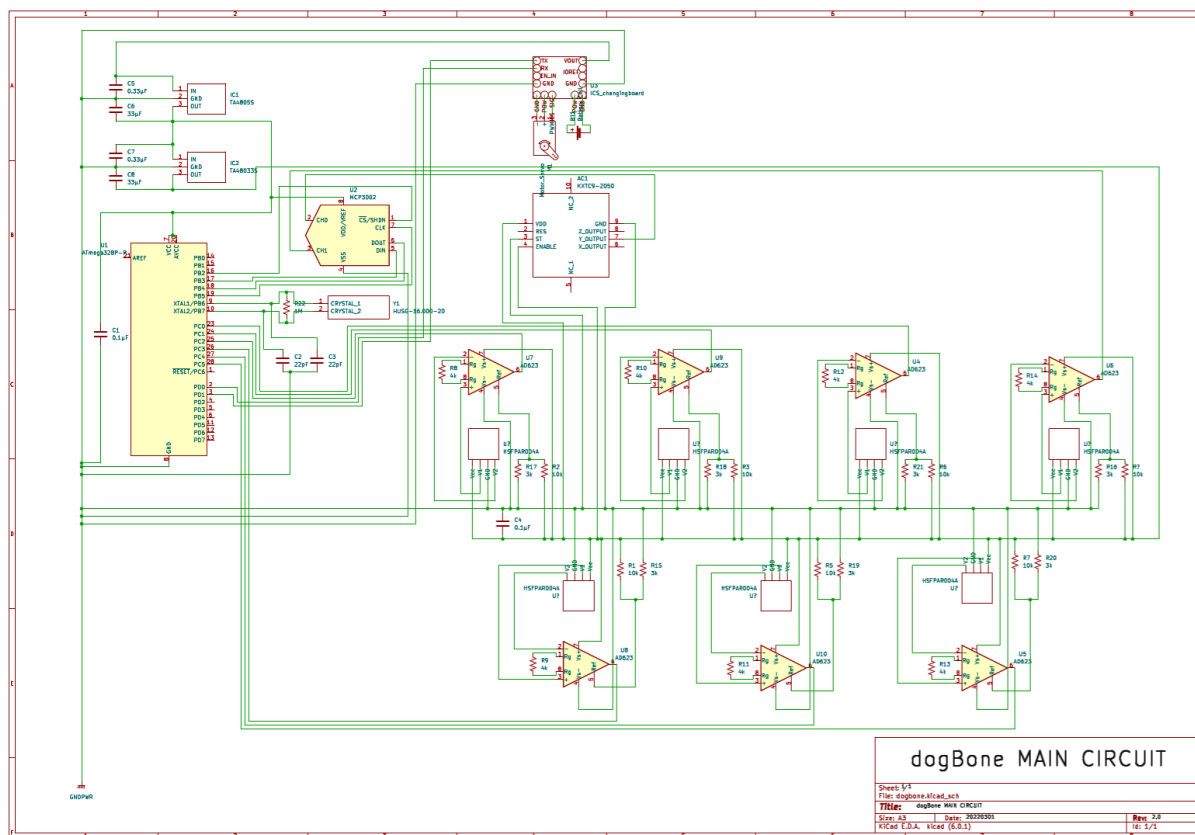


Fig. 3 第1号機 回路図