



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

**Fakulta elektrotechnická  
Katedra kybernetiky**

**Návrh řídicí jednotky pro měření biologických signálů  
s vysokou hustotou dat**

**Design of Control Unit for High Density Measurement  
of Biological Signals**

bakalářská práce

Studijní program: Kybernetika a robotika  
Studijní obor: Robotika

Vedoucí práce: Ing. Václav Křemen, Ph.D

**Václav Langer**

---

**Praha 2014**

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

**Student:** Václav Langer  
**Studijní program:** Kybernetika a robotika (bakalářský)  
**Obor:** Robotika  
**Název tématu:** Návrh řídicí jednotky pro měření biologických signálů s vysokou hustotou dat

### Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte rešerši pro výběr mikroprocesoru fungujícího jako řídicí jednotka měření s lineárními elektrodoými poli, které jsou tvořené kaskádou vstupních zesilovačů s A/D převodníky.
2. Získané znalosti využijte a navrhnete vhodný řídicí blok přístroje pro měření biologických signálů pomocí multi-elektrodoých lineárních polí a jejich následnou digitalizaci s připojením do PC přes USB sběrnici. Uvažujte minimální počet vstupů 32. Výsledná realizace postačí formou schematického návrhu a funkčního prototypu na nepájivém poli.
3. Řešení navrhnete modulárně a zohledněte možné rozšíření počtu vstupních kanálů až na 256 při dané vzorkovací frekvenci.

**Seznam odborné literatury:** Dodá vedoucí práce.

**Vedoucí bakalářské práce:** Ing. Václav Křemen, Ph.D.

**Platnost zadání:** do konce zimního semestru 2013/2014

L.S.

prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.  
**vedoucí katedry**

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
**děkan**

V Praze dne 10. 1. 2013

## Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne.....

.....

Podpis autora práce

## Anotace

Bakalářská práce se zabývá návrhem a realizací funkčního prototypu pro měření biologických signálů. Zařízení měří svalovou aktivitu s použitím multielektrodevých polí. Naměřená data lze prostřednictvím USB rozhraní přenést a uložit do počítače. Rozhraní USB slouží také k ovládní prototypu. Práce obsahuje popis biosignálů, použitého A/D převodníku a mikroprocesoru. Praktická část zahrnuje návrh hardwarové a softwarové části řídicí jednotky.

## Abstract

The bachelor thesis deals with the design and implementation of a functional prototype for measuring biological signals. The device measures the muscle activity using multielectrode arrays. Data can be measured and transferred via the USB interface to personal computer. The USB interface is also used to control the prototype. The work contains a description of biosignals, used A/D converter and microprocessor. The practical part includes the design of hardware and software of the control unit.

## Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Ing. Václavovi Křemenovi, Ph.D. za účinnou metodickou a pedagogickou pomoc.

Také bych chtěl poděkovat Ing. Martinu Holubovi za odbornou pomoc s hardwarovou částí mé bakalářské práce.

V neposlední řadě bych také rád poděkoval kolegovi Ing. Filipovi Kinovičovi za cenné rady při tvorbě firmwaru a softwaru.

# Obsah

Seznam obrázků a tabulek.....	7
1. Úvod.....	8
2. Měření biologických signálů .....	9
2.1. AD převodník .....	12
3. Řešení – výběr vhodného procesoru.....	14
3.1. Parametry mikroprocesoru.....	14
3.2. Mikroprocesor ATxmega256A3U .....	15
3.3. Mikroprocesor PIC32MX470F512L.....	15
3.4. Mikroprocesor STM32F407VGT6 .....	16
3.5. Porovnání MCU .....	16
3.6. Vývojová deska STM32F4-Discovery.....	17
4. Realizace prototypu.....	18
4.1. Návrh a konstrukce prototypu.....	18
4.1.1. Měřicí modul.....	19
4.2. Ovládání prototypu na straně PC.....	26
5. Výsledky práce a testování prototypu .....	29
6. Závěr .....	32
Seznam literatury .....	33
Seznam příloh .....	34

## Seznam obrázků

Obrázek 1. Ilustrativní znázornění inervace svalu motoneuronem. Motorická jednotka. Převzato z [2].....	11
Obrázek 2. Ilustrace Daisy-chain režimu. ....	13
Obrázek 3. Pouzdro ADS 1298 a názvy jednotlivých pinů.....	13
Obrázek 4. Blokové schéma zařízení pro snímání biologických signálů. ....	18
Obrázek 5. Blokové schéma navrženého prototypu pro měření biosignálů. ....	19
Obrázek 6. Realizace návrhu. Ukázka spojení dvou měřících modulů zařízení pro měření biosignálů.....	19
Obrázek 7. Přímé propojení měřících modulů – nákres. ....	20
Obrázek 8. Řez měřícím modulem – schematický nákres. ....	20
Obrázek 9. Blokové schéma měřícího modulu. ....	21
Obrázek 10. Fotografie prototypu.....	23
Obrázek 11. Ukázka okna aplikace ADS_test, která slouží pro testování komunikace vytvořeného prototypu pro měření biologických signálů s počítačem a k ukládání měřených dat. ....	27
Obrázek 12. Ukázka multielektrody pro měření vícekanálového (19) EMG.....	29
Obrázek 13. Náčrt způsobu připojení libovolného multielektrodového pole k bipolárním vstupům jednoho ADS 1298 převodníku.....	30
Obrázek 14. Ukázka interpretace naměřených dat bez úprav a filtrací.....	30
Obrázek 15. Filtrovaný signál (notch filtr a Butterworth filtr 4. řádu) a jeho frekvenční spektrum (vpravo). ....	31
Obrázek 16. Ilustrace automaticky nalezených kontrakcí v naměřeném a filtrovaném signálu.....	31

## Seznam tabulek

Tabulka 1. Názvy jednotlivých pinů ADS 1298 včetně jejich číselného přiřazení.....	13
Tabulka 2. Porovnání parametrů vybraných mikroprocesorů.....	16
Tabulka 3. Popis elektrod v konektoru IN. ....	21
Tabulka 4. Popis elektrod konektoru OUT. ....	22
Tabulka 5. Popis propojení elektrod mezi konektory IN a OUT. ....	24

# 1. Úvod

Téma mé bakalářské práce je součástí projektu, jehož cílem je vytvořit kompletní zařízení pro neinvazivní měření, záznam a následnou analýzu EMG (případně EEG) signálů pomocí multielektrodových polí. Vše by mělo být jednoduše ovladatelné ze strany PC, kde by mělo probíhat zobrazení a analýza naměřených dat.

V rámci mé práce jsme se zabývali výběrem vhodného mikroprocesoru (MCU) pro danou aplikaci, následným návrhem a výrobou měřicího zařízení. Dále bylo zapotřebí zabezpečit komunikaci mezi zařízením a PC přes rozhraní USB. Součástí komunikace je nastavování registrů použitých převodníků pro měření, přenos, čtení a ukládání dat do PC. Vše bylo realizováno pro 32 vstupních kanálů, s přihlédnutím k modulárnímu zapojení a možnosti připojit až 256 kanálů.

Pro realizaci prototypu je důležitý také charakter vstupních signálů, které se zařízením budou měřeny. Proto se v této práci zabývám i základním teoretickým úvodem do biologických signálů vůbec a způsoby jejich měření (viz kapitola 2).



## 2. Měření biologických signálů

Biologický signál je signál, který v biologii a lékařství slouží k vyjádření informací o sledovaném biologickém systému, především tedy o lidském organismu. S ohledem na požadavek relevantních informací nebývá získávání biosignálů vždy snadné. Informace v biosignálech bývají často znehodnoceny rušením a šumem. Zpracování biosignálů přináší některé speciální problémy, jejichž hlavní příčinou je složitost biologického systému a v mnoha případech nutnost jejich přímých a invazivních měření.

Biosignály lze rozdělit podle celé řady hledisek. Například podle oborů lékařských aplikací, charakteristik signálu, zdrojů nebo fyzikální podstaty biosignálu. Signály je také možné rozdělit buďto na deterministické a náhodné či stochastické. Deterministické signály jsou takové, které je možné přesně popsat matematickými funkcemi nebo je vyjádřit graficky. Jsou to například signály periodické. [1]

Většinu biosignálů však zařadíme mezi tzv. téměř periodické, což jsou neperiodické, deterministické signály. Typickým představitelem je EKG signál, kdy se tepová frekvence mění tep od tepu. Stochastické (náhodné) signály tvoří nejvýznamnější třídu biologických signálů. Tento signál je vzorkem funkce stochastického procesu. Náhodné signály se popisují pravděpodobnostními funkcemi a statistickými vlastnostmi. Příkladem těchto biosignálů je EMG. Z fyzikálního hlediska nemusí být biosignály pouze elektrické signály. Kromě těchto tzv. bioelektrických signálů rozlišujeme ještě biomagnetické, bioimpedanční, bioakustické, biomechanické a biochemické signály. Některé biosignály nelze jednoznačně zařadit do žádné z těchto skupin. [2]

Při měření biosignálů se potýkáme s artefakty, které jsou buďto biologického, nebo technického původu. Část záznamu, která nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném organismu, považujeme za artefakt. Při zpracovávání naměřeného signálu lze dosáhnout eliminace většiny artefaktů pomocí filtrů a algoritmů. Ale při použití těchto metod může dojít ke ztrátě užitého naměřeného biologického signálu. Proto je vhodné zabývat se odstraněním artefaktů již před samotným měřením.

Mezi biologické artefakty řadíme především ty, které přímo souvisí s projevy měřeného organismu. Nejčastěji to jsou pohybové artefakty, kdy dochází ke změně půlčlankových potenciálů. Ale měření můžou ovlivňovat také biologické rytmy, například změny mozkové

aktivity, nebo hormonálních hladin. Pro eliminaci biologických artefaktů je především zapotřebí definovat podmínky měření.

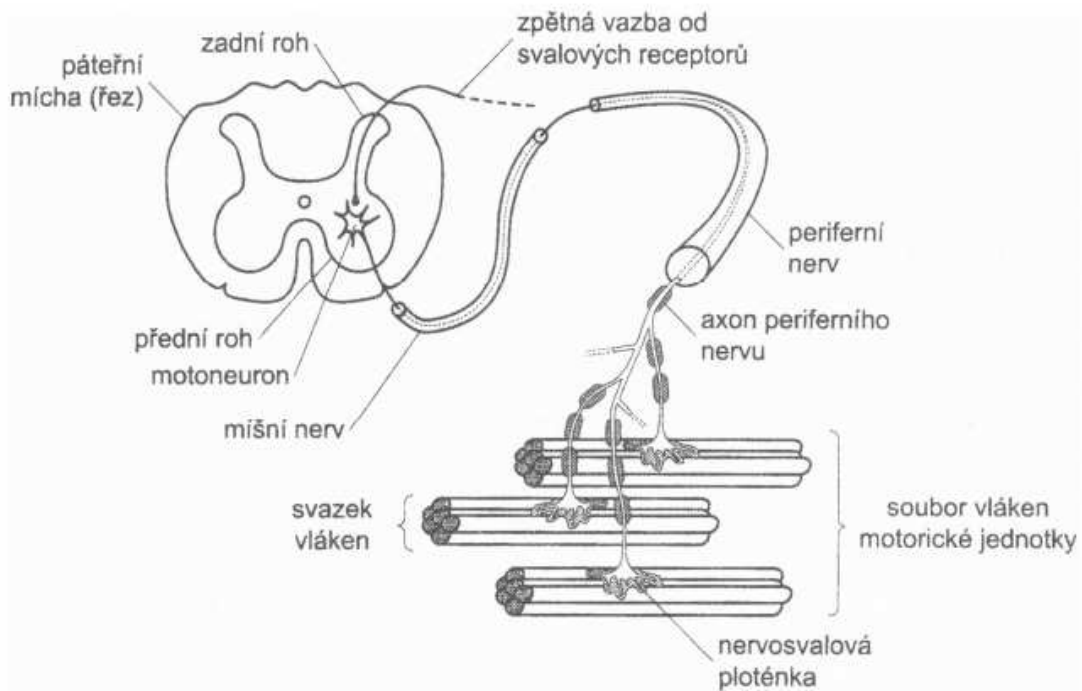
Rušení elektrovodnou sítí a dalšími zdroji elektromagnetického pole, které způsobují kapacitní vazby a elektromagnetická indukce, řadíme mezi nejčastější technické artefakty. Do této skupiny artefaktů dále patří rušení elektrostatickými potenciály, nebo impulzní rušení od spínaných zdrojů. Zmíněné artefakty se většinou generují mezi pacientem a měřicím zařízením, jejichž potlačení lze dosáhnout dodržáním zásad konstrukce vedení biosignálů do měřicího zařízení, správným zpracováním a umístěním měřicích elektrod. K potlačení šumů je však také důležitá vlastní konstrukce obvodů, vhodná volba součástek a jejich umístění.

Typický biozesilovač používá na vstupu diferenciální zesilovač (v řadě případů řešený jako izolační zesilovač). Pokud se požaduje zesilování velmi malých biopotenciálů, pak místo galvanické vazby (stíněným kabelem k elektrodám) je výhodné používat vláknovou optiku. Tím se podstatně omezí vliv síťového brumu. Horní propust (s obvykle volitelným mezním kmitočtem) je obvykle zařazena na vstupu druhého stupně. Pak zesílený biosignál prochází kaskádou aktivních zádrží 50 Hz a 150 Hz a koncovým stupněm, řešeným obvykle jako aktivní dolní propust (DP). Kmitočty horní a dolní propusti jsou pochopitelně voleny s ohledem na zpracováváný biosignál. Vzhledem k velkému významu analýzy biologických signálů v časové oblasti, nesmí dojít k jejich tvarovému zkreslení (které by pochopitelně ovlivnilo řadu důležitých grafoelementů biosignálů). Je tedy nezbytné, aby jak uvedené filtry, tak vlastní zesilovače, měly v uvedeném kmitočtovém pásmu biosignálu průběh charakteristiky skupinového zpoždění co nejbližší k ideálnímu maximálně plochému průběhu. S ohledem na nestabilitu síťového kmitočtu je nejvhodnější provést jeho adaptivní filtraci. [3].

Elektrické biosignály generují nervové a svalové buňky a jsou výsledkem elektrochemických procesů uvnitř buněk a vzájemně mezi nimi. Působí-li na nervovou či svalovou buňku stimul silnější než je prahová hodnota dráždění, buňka generuje akční potenciál. Nitrobuňčnými mikroelektrodami měříme celkový akční potenciál reprezentující tok iontů buněčnou membránou. Akční potenciály excitovaných buněk jsou přenášeny na přilehlé buňky a tvoří elektrické pole v odpovídající biologické tkáni. Elektrodami na povrchu orgánů nebo organismu lze snímat změny v mezibuněčných potenciálech jako časový průběh biosignálu. Příkladem jsou signály EKG, EEG, EMG, FEKG, EGG a další. Pro správné snímání, za-

znamenávání a zpracování elektrických dějů v živých organizmech je třeba vědět co nejvíce o podstatě vzniku těchto signálů. [1]

Jak již bylo v úvodu řečeno, měřicí zařízení bude navrženo pro snímání signálů EMG a případně EEG. Elektromyografie (EMG) nám umožňuje snímání bioelektrických signálů generovaných činnostmi kosterního svalstva. Tyto signály vznikají vybavováním akčních potenciálů motoneuronem (viz. Obrázek 1). Na základě nadprahového podnětu dojde k jediné kontrakci asi po 100 ms. Periodickými podněty je pak udržována trvalá kontrakce, kdy asi při 60 Hz dochází k silné kontrakci. Měření je možné provádět intramuskulárně, pomocí jehlových elektrod. Pro prototyp je však plánováno měřit povrchové EMG pomocí povrchových elektrod. Frekvenční rozsah této metody je 25 až 450 Hz, napětí od jednotek mikrovoltů až do desítek mV. Při použití povrchových elektrod není zdroj signálů přesně lokalizovatelný jako při použití elektrod intramuskulárních, protože je snímáno velké množství motorických jednotek. Další diagnostickou metodou, pro kterou by bylo možné zařízení využít je elektroencefalografie (EEG). Analýzou EEG signálu lze odhalit mnoho různých patologických stavů mozku (epileptické stavy, nádorová onemocnění, poruchy spánku atd.).[2] Zařízení by používalo elektrody povrchové. Amplitudová úroveň snímaného EEG signálu je v rozsahu 2 až 300 uV a frekvenční rozsah je 0,1 až 40 Hz.



Obrázek 1. Ilustrativní znázornění inervace svalu motoneuronem. Motorická jednotka. Převzato z [2].

Výše zmíněné základní charakteristiky biosignálů a znalosti o problémech spojených s jejich měřením jsou velmi důležité pro správný návrh zařízení pro měření biosignálů. Na základě těchto informací jsme se při realizaci projektu zabývali vhodnou volbou vzorkovací frekvence, dynamického rozsahu, vhodným výběrem součástek a způsobem návrhu měřících obvodů.

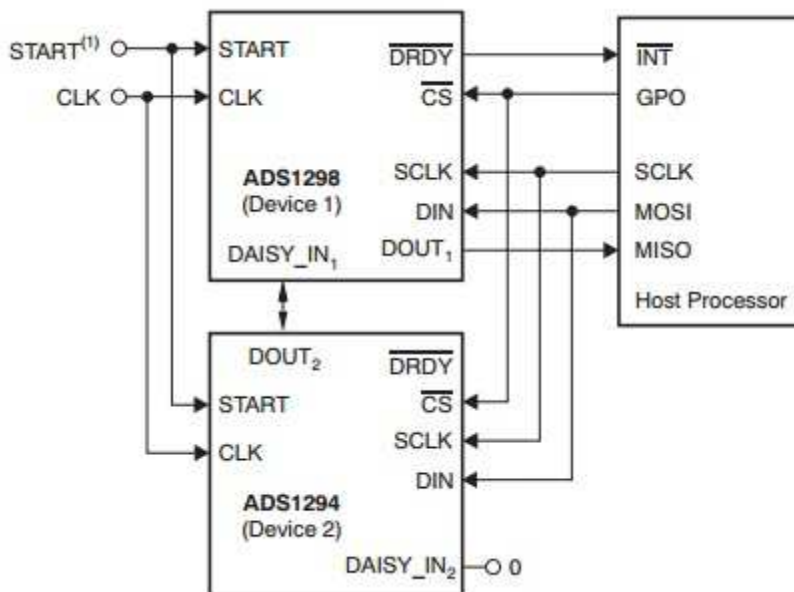
## 2.1. AD převodník

Prototyp zařízení jsme realizovali s převodníky ADS1298 společnosti Texas Instruments. Jedná se o osmi kanálový, simultánně vzorkovaný, 24bitový, delta-sigma analogově-digitální převodník s vestavěným programovatelným zesílením, s interní referencí a vestavěným oscilátorem. Dále disponuje dobrou hodnotou common mode rejection ratio (CMRR). Činitel potlačení souhlasného rušení (CMRR) je další z důležitých faktorů pro převodníky v oblasti snímání biosignálů. Referenční napětí převodníku, které určuje jeho dynamický rozsah je 2,5 V, ale je možné použít i externí zdroj referenčního napětí. Výhodným parametrem převodníku je nízký šum a také nízká spotřeba, kvůli plánovanému bateriovému provozu. Další parametry vhodné pro měření biosignálů jsou variabilní možnost zapojení unipolárních, či bipolárních elektrod a velmi vysoký vstupní odpor.

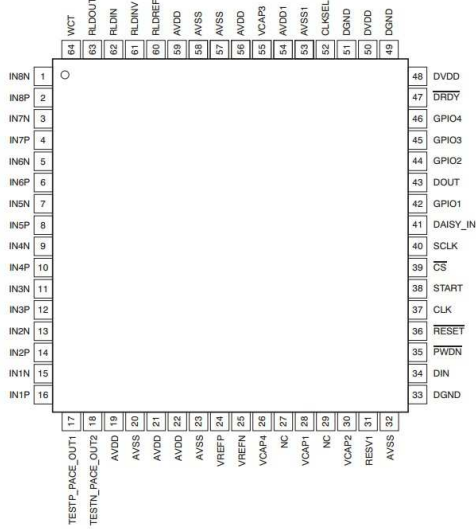
Další užitečnou vlastností ADS 1298 převodníku, která je nezbytná pro vytvoření zařízení s měřením pomocí multielektrodových polí, je možnost jeho řetězení. Nabízí se více způsobů jak propojovat větší počet ADS převodníků. Pro prototyp jsme využili Daisy-chain módu. Způsob tohoto řetězení je vhodný především z důvodu jednoduššího vyčítání dat a ovládání všech převodníků najednou pomocí jedné konfigurace registrů stejné pro všechny připojené čipy.

V Daisy-chain módu probíhá komunikace mezi zřetězenými převodníky a mikroprocesorem přes rozhraní SPI, které se skládá ze čtyř signálů - nCS, SCLK, DIN, DOUT. Tři z nich - SCLK, DIN a nCS se sdílí pro všechny připojené převodníky. Pin DOUT je propojen s DAISY\_IN pinem na dalším převodníku a tím je zajištěno jejich řetězení. Pin nDRDY je použitý pouze z prvního převodníku u ostatních nejsou zapojeny (Obrázek 2). Daisy-chain mód se nastavuje v registru s označením CONFIG1.

V tabulce (Tabulka 1) jsou uvedeny názvy přiřazené jednotlivým pinům převodníku (Obrázek 3). Další podrobnosti je možné nalézt v technické dokumentaci ADS 1298 převodníku (součást příloženého CD).



Obrázek 2. Ilustrace Daisy-chain režimu.



Obrázek 3. Pouzdro ADS 1298 a názvy jednotlivých pinů.

Název	Pin	Název	Pin	Název	Pin
IN8N	1	AVSS	23	GPIO3	45
IN8P	2	VREFP	24	GPIO4	46
IN7N	3	VREFN	25	nDRDY	47
IN7P	4	VCAP4	26	DVDD	48
IN6N	5	NC	27	DGND	49
IN6P	6	VCAP1	28	DVDD	50
IN5N	7	NC	29	DGND	51
IN5P	8	VCAP2	30	CLKSEL	52
IN4N	9	RESV1	31	AVSS1	53
IN4P	10	AVSS	32	AVDD1	54
IN3N	11	DGND	33	VCAP3	55
IN3P	12	DIN	34	AVDD	56
IN2N	13	nPWDN	35	AVSS	57
IN2P	14	nRESET	36	AVSS	58
IN1N	15	CLK	37	AVDD	59
IN1P	16	START	38	RLDREF	60
TESTP_PACE_OUT1	17	nCS	39	RLDINV	61
TESTN_PACE_OUT2	18	SCLK	40	RLDIN <sup>(1)</sup>	62
AVDD	19	DAISY_IN	41	RLDOUT	63
AVSS	20	GPIO1	42	WCT	64
AVDD	21	DOUT	43		
AVDD	22	GPIO2	44		

Tabulka 1. Názvy jednotlivých pinů ADS 1298 včetně jejich číselného přiřazení.

## 3. Rešerše – výběr vhodného procesoru

Tato kapitola shrnuje současné dostupné technologie na trhu a výběr vhodného mikroprocesoru pro realizaci prototypu projektu měření EMG signálů. V kapitole 3.1 jsou uvedeny hlavní požadavky na parametry mikroprocesoru, které odpovídají požadavkům popsaným v kapitole Úvod a také v úvodní části kapitoly 4 této práce. Dále jsou popsány dostupné typy několika mikroprocesorů. U každého z nich se nachází stručný popis v souvislosti s jejich architekturou a zadanými parametry na vhodný mikroprocesor. V závěru této kapitoly jsou popsány MCU srovnány. Na základě tohoto srovnání byl vybrán vhodný mikroprocesor, na kterém byla zadaná aplikace řešena.

### 3.1. Parametry mikroprocesoru

Požadavky na procesor navrhované řídicí jednotky vycházejí jednak ze znalosti měřeného signálu (kapitola 2), jednak z požadavků celého projektu měřícího zařízení a také z požadavků použitých ADS 1298 převodníků.

Již při rešerši vhodného MCU pro realizaci řídicí jednotky bylo zapotřebí uvažovat o realizaci zařízení pro 256 kanálů (32 x ADS 1298 převodníků) při stejné vzorkovací frekvenci. Mezi hlavní parametry řídicího mikroprocesoru lze zařadit implementované rozhraní USB z důvodu způsobu propojování prototypu k PC, dále pak také boot loader, který slouží k možnosti nahrávání firmwaru do paměti MCU bez nutnosti použití programátoru. Krátký výpočet (1) udává maximální možný počet řetězených ADS 1298 převodníků v režimu Daisy\_chain.

$$N_{\text{devices}} = f_{\text{sclk}} / (f_{\text{DF}} \cdot 216) \quad (1)$$

$N_{\text{devices}}$  .....maximální počet řetězených ADS 1298 převodníků

$f_{\text{sclk}}$  .....frekvence SPI

$f_{\text{DF}}$  .....počet snímaných vzorků za vteřinu (SPS)

216.....počet potřebných bitů jednoho převodníku –

24bitů · 8kanálů + 24(příznakový bit)

Námi zvolená rychlost SPI je 4MHz a počet snímaných vzorků jsme stanovili na 1000 za sekundu (1kSPS). Po dosazení do vzorečku (1) zjistíme, že maximální možný počet převodníků pro námi zvolené parametry je 18. Pro realizaci zařízení s 32 ADS 1298 převodníky bylo zapotřebí zvolit mikroprocesor s alespoň dvěma SPI sběrnicemi. Dalším z důležitých parametrů je přímý přístup do paměti (DMA), protože rychlého přenosu dat lze efektivně dosáhnout paralelním zpracováním operací (trvalé skenování) a s co nejmenším zásahem do běžící aplikace procesoru (DMA). Vzhledem k tomu, že se nám jednalo o výrobu a vývoj prototypu, bylo při výběru vhodného MCU přihlédnuto také k dostupnosti debugovacího a programovacího zařízení pro zvolený mikroprocesor. Možnost podpory MCU v programu MATLAB byla jedním z dalších parametrů. Předpokladem zařízení pro měření biosignálů je jeho bateriový provoz, proto jedním z hodnocených parametrů byla energetická spotřeba MCU. Zajímavým parametrem pro porovnání MCU byla také pořizovací cena a v neposlední řadě bylo také zapotřebí přihlédnout ke zkušenostem s konkrétní architekturou MCU a jeho programováním.

### **3.2. Mikroprocesor ATxmega256A3U**

Procesor Atxmega je produktem firmy Atmel. Jedná se o 16-bit MCU s 64 piny v pouzdře TQFP. Jeho programovatelná flash paměť je 256 kB a 8 kB pro boot flash. Součástí tohoto mikroprocesoru jsou 3 SPI, dále disponuje rozhraním USB 2.0 ve full speed (FS). Důležitým parametrem tohoto mikroprocesoru je DMA. Maximální rychlost je 32 MHz a vyznačuje se nízkou spotřebou energie. Paměť SRAM tohoto MCU je 16 kB.

### **3.3. Mikroprocesor PIC32MX470F512L**

Firma Microchip produkuje MCU s označením PIC32MX. Tento 32 bitový mikroprocesor obsahuje rozhraní USB 2.0 ve full speed a dvě sériové komunikační sběrnice (SPI). Maximální frekvence je 100 MHz a je vyráběn v pouzdře TQFP se sto piny. Flash paměť dosahuje hodnoty 512 kB s 12 kB pro bootovací paměť. Důležitým parametrem je možnost využití DMA. Velikost paměti SRAM je 128 kB. Mikroprocesor disponuje režimy pro nízkou spotřebu.

### 3.4. Mikroprocesor STM32F407VGT6

Tento 32 bitový mikroprocesor z produkce firmy ST Microelectronic s architekturou jádra ARM Cortex-M4 v provedení LQFP se 100 piny má velikost flash paměti 1024 kB a hodnota SRAM je 192 kB. Mikroprocesor disponuje rozhraním USB 2.0 a to jak ve full speed tak v high speed (HS) režimu. Maximální frekvence je 168 MHz a počet SPI sběrnic je 3. MCU se dále vyznačuje možností využití DMA a nízkou spotřebou energie

### 3.5. Porovnání MCU

Na základě srovnání zadaných požadavků (kapitola 2.1) u vybraných mikroprocesorů, byl vybrán procesor STM32F407VGT6 od firmy ST Microelectronic, který je také dostupný s vývojovou deskou STM32F4-Discovery. Návrh a vývoj zařízení byl realizován právě s touto deskou. Mikroprocesor STM32F4 disponuje nejlepšími hodnotami u sledovaných parametrů. Cena vybraných MCU je velice podobná, ale při výběru bylo přihlédnuto i k cenové dostupnosti celého Discovery kitu, který obsahuje také programátor. Přehled srovnání jednotlivých parametrů je patrný v tabulce (Tabulka 2).

	ATxmega256	PIC32	STM32
FLASH memory (Kbytes)	256 + 8	512 + 12	1024
SRAM (Kbytes)	16	128	192
USB	FS	FS	FS/HS
DMA	4 channel	4channel	16channel
Maximum CPU frequency	32 MHz	100 MHz	168 MHz
Package	64 TQFP	100 TQFP	100 LQFP
SPI	3	2	3

Tabulka 2. Porovnání parametrů vybraných mikroprocesorů.

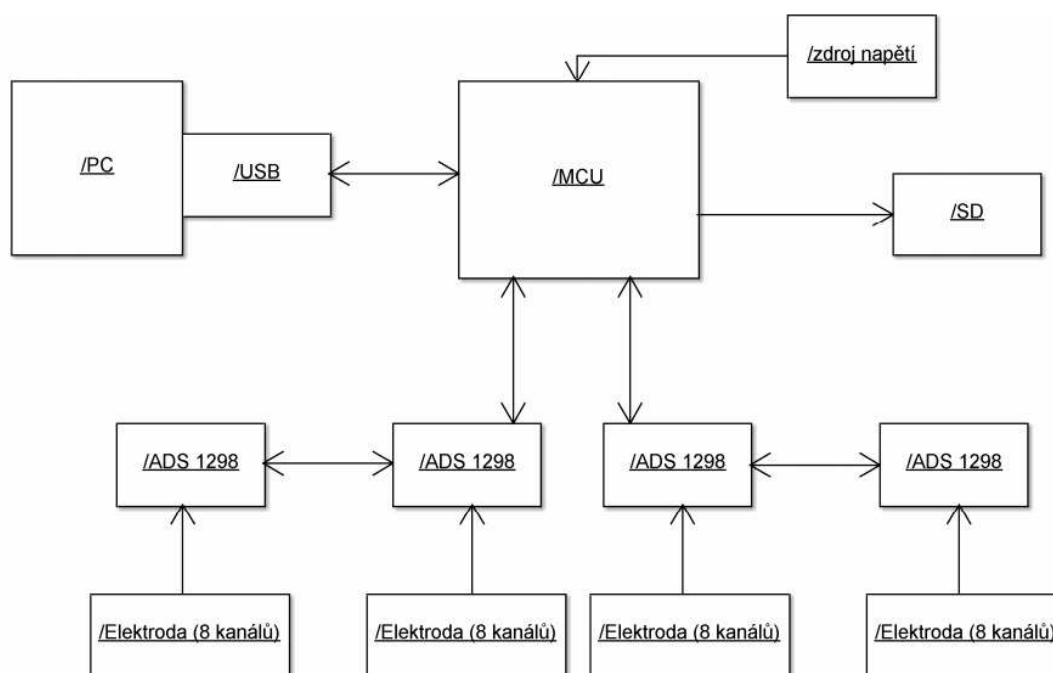


### 3.6. Vývojová deska STM32F4-Discovery

Tento vývojový kit společnosti STMicroelectronics, je osazen procesorem STM32F407VGT6 revize „z“ s architekturou ARM v 100-pin LQFP pouzdře a byl na něm proveden kompletní návrh i realizace celého zařízení. Firma STMicroelectronics k tomuto kitu dodává již hotové knihovny pro všechny periferie včetně příkladů. Součástí desky vývojového kitu je ST-LINK/V2, který je produktem firmy STMicroelectronics a je možné ho pořídit i jako samostatné zařízení. Tento vestavěný ST-LINK/V2 slouží k programování a odladování nejen procesoru přímo na desce, ale také procesoru připojeného ke konektoru s označením SWD. Pro programování přes ST-LINK/V2 je třeba nainstalovat do počítače aplikaci STM32 ST-LINK Utility, která je součástí přiloženého CD. Programovací část DISCOVERY kitu se k PC připojuje pomocí konektoru mini USB. Vývojový kit je z tohoto konektoru také napájen. Procesor na STM32F4 je samozřejmě možné programovat také pomocí boot loaderu, což je však vhodnější až při zkonstruovaném zařízení a drobných úpravách hotové aplikace. Při samotném vývoji prototypu a odladování vlastního programu je využití ST-LINK/V2 více než vhodné především také kvůli možnosti vyvíjený firmware krokovat. K realizaci projektu jsme využili knihovny vytvořené firmou STMicroelectronics pro firmware v jazyce C.

## 4. Realizace prototypu

Kompletní zařízení pro snímání biosignálů by se mělo skládat z řídicí jednotky a jednotlivých měřicích modulů pro připojení elektrod, tak jak je znázorněno na blokovém schéma (Obrázek 4). Součástí řídicí jednotky by měl být mikroprocesor, USB rozhraní pro připojení k počítači, případně slot na SD kartu pro sběr naměřených dat a vlastní zdroj napájení. Jednotlivé měřicí moduly, budou tvořeny dvěma ADS1298 převodníky společnosti Texas Instruments (jejichž popis naleznete v kapitole 2.1.), konektory pro připojení elektrod a konektory pro propojování jednotlivých modulů, buďto přímo, nebo pomocí kabelové propojky. Ke každému měřicímu modulu bude možné připojit multielektrodové pole s až 16 snímanými kanály. Mikroprocesor v řídicí jednotce by měl zabezpečit nastavování registrů ADS převodníků, přenos a následné uložení dat do PC (případně na SD kartu). K řídicí jednotce by mělo být možné připojit až 16 modulů, tzn. 256 kanálů.

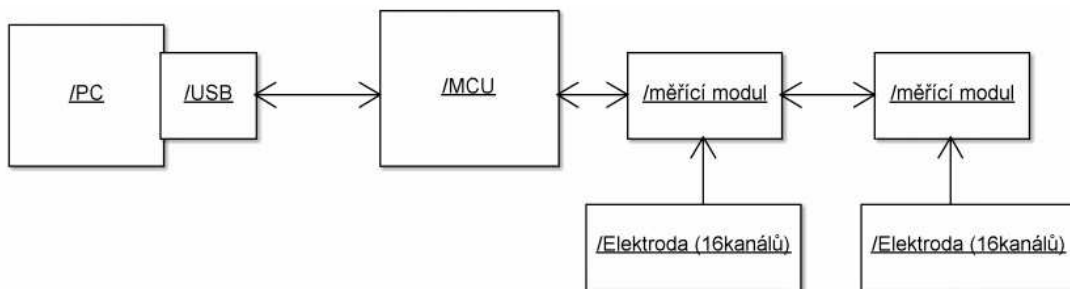


Obrázek 4. Blokové schéma zařízení pro snímání biologických signálů.

### 4.1. Návrh a konstrukce prototypu

Hardware prototypu je tvořen dvěma měřicími moduly (4 x ADS 1298 převodníky - viz. níže) a deskou STM32F4 Discovery (kapitola 3.6). Prototyp je napájen zdrojem stejnosměrného napětí 5V přes konektor mini USB na vývojovém kitu STM32F4 DISCOVERY. Blo-

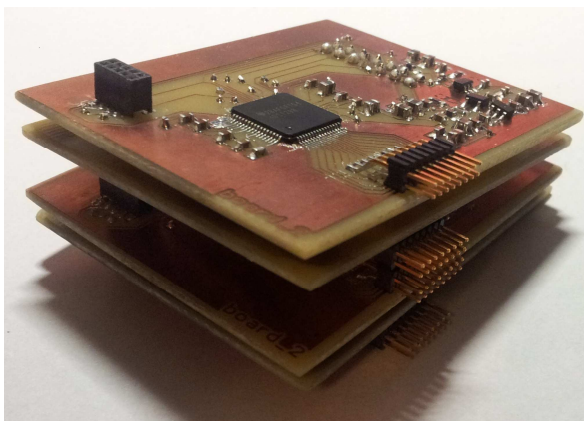
kové schéma námi navrženého prototypu pro měření biosignálů je na obrázku (Obrázek 5). Bylo využito jedné sériové komunikační linky (SPI) mikroprocesoru. Pro řetězení převodníků bylo použito Daisy-Chain módu. Ovládání prototypu probíhá na straně PC. Měřená data se ukládají do paměti počítače. Při návrhu prototypu jsme kromě požadovaných parametrů dbali také na možnost snímání EMG signálů pomocí až 256 kanálů a celkovou modulárnost zapojení.



Obrázek 5. Blokové schéma navrženého prototypu pro měření biosignálů.

#### 4.1.1. Měřící modul

Návrh schéma a desky plošných spojů pro měřící modul jsem prováděl v programu Eagle verze 6.1.0 (program je k dispozici na příloženém CD). Každý modul je tvořen dvěma deskami plošných spojů (viz níže), které jsme pojmenovali “board\_1” a “board\_2”. Schéma zapojení, seznamy součástek a nákresy DPS jsou součástí přílohy a také jsou k nalezení na příloženém CD a to jak ve formátu PDF, tak ve formátu pro program Eagle. Důvodů proč jsme přistoupili k realizaci se dvěma jednostrannými tištěnými spoji pro každý modul, bylo hned několik. Tyto důvody jsou popsány v následujících odstavcích.

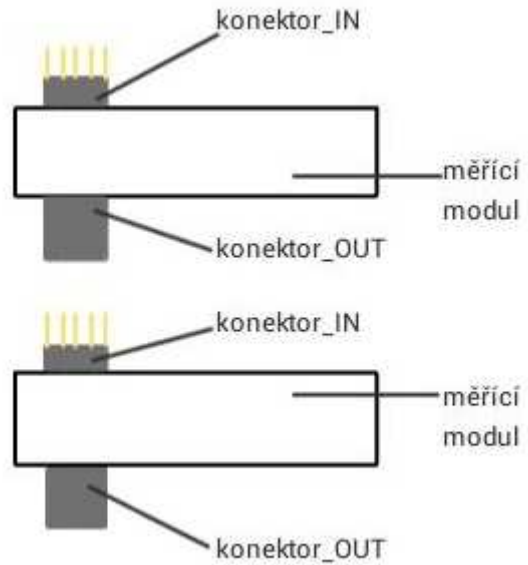


Obrázek 6. Realizace návrhu. Ukázka spojení dvou měřících modulů zařízení pro měření biosignálů.

Jedním z požadavků na zařízení byla možnost snímat EMG signály pomocí multielektrodových polí a zároveň možnost rozmístit moduly na různé části těla tak, aby zdroj signálů byl co nejbližší převodníkům. Proto jsme navrhli moduly tak, aby bylo možné jejich propojování buďto přímo zasouváním jednotlivých

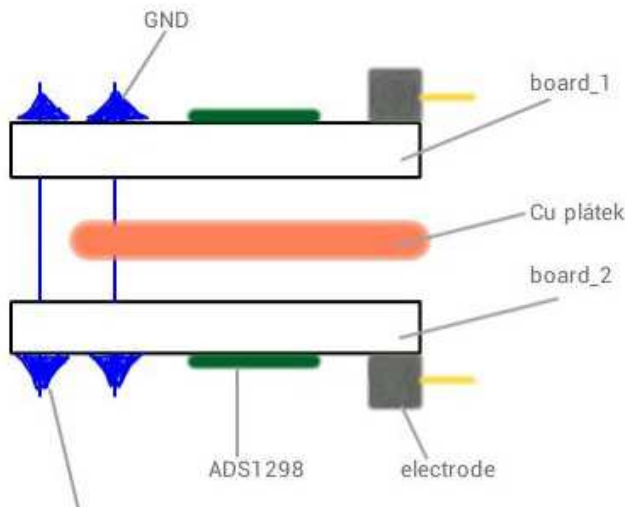
modulů do sebe (viz. Obrázek 6 a náčrty na Obrázku 7), nebo propojovacím kabelem. Z důvodu předpokládaného umístění modulů na různé části těla, jsme se při návrhu zabývali také jejich celkovou velikostí.

Dalším požadavkem na moduly bylo také dosažení dostatečného odrušení mezi převodníky a jejich vstupy, kvůli zamezení zkreslení vstupních signálů a potlačení technických artefaktů způsobenými špatným návrhem obvodů a nevhodným výběrem součástek. Abychom požadovaného odrušení dosáhli, umístili jsme každý z ADS1298 převodníků proti sobě (viz. Obrázek 8) a mezi ně byla umístěna stíněná izolační vrstva. Stejně jsme postupovali i v případě konektorů pro elektrody.



Obrázek 7. Přímé propojení měřicích modulů – náčrty.

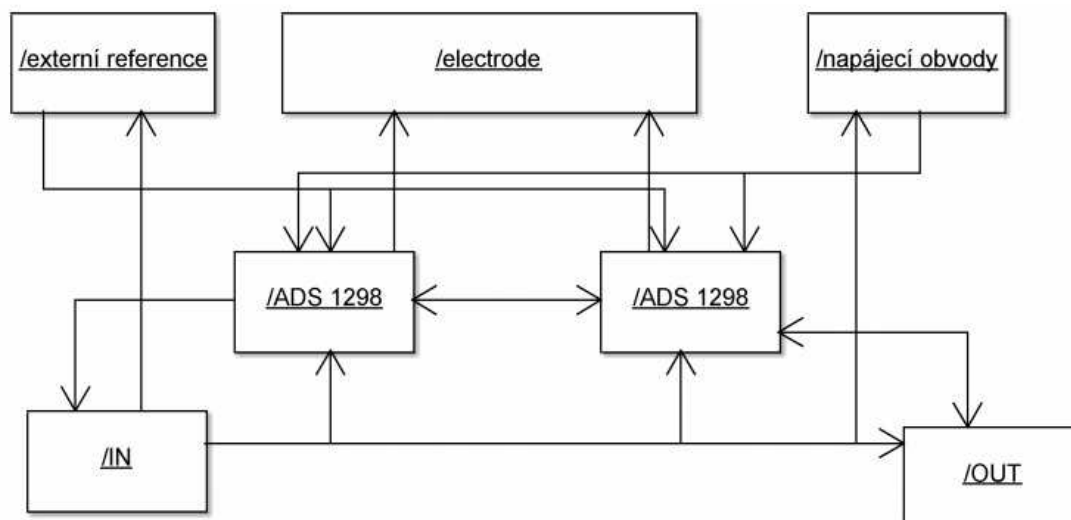
Vzhledem k tomu, že se jedná o prototyp a tvorba vícevrstvého tištěného spoje pro zajištění dostatečných izolačních vlastností je nákladná, přistoupili jsme k řešení pomocí jednovrstvých tištěných spojů, které je možné vyrobit svépomocí. Proto se každý modul skládá ze dvou propojených DPS a to tak jak je popsáno výše. Jako stíněnou izolační vrstvu jsme použili měděný plátek umístěný mezi jednotlivými deskami a propojený se zemí zařízení.



Obrázek 8. Řez měřicím modulem – schematický náčrty.

Každý modul je tedy tvořen dvěma převodníky ADS1298 (kapitola 2.1) od firmy Texas Instruments a nezbytnými obvody každého převodníku. Dále se na každém modulu nachází analogové zdroje napájení, obvod pro externí referenční napětí, a také několik konektorů, které jsem na blokovém schématu modulu (Obrázek 9) označil „IN“, „OUT“ a

„electrode“. Dále se na modulu nachází také přepínač. Popis a funkce jednotlivých částí modulu viz níže.



Obrázek 9. Blokové schéma měřícího modulu.

### Konektor\_IN

Konektor\_IN se nachází na desce board 1 a na schématu je označen jako J2. Jedná se o konektor “samec” s 10 pozlacenými piny ve dvou řadách, roztečí pinů 1,27 mm a s montáží na DPS na straně spojů (SMT). Konektor\_IN slouží k propojení modulu s deskou STM32F4 DISCOVERY anebo k propojení jednotlivých modulů (Obrázek 7). Konektorem vede napájení +5 V, zemnění, SPI, linky START, DRDY a CLK. Čísla pinů jednotlivých linek jsou k dispozici v tabulce (Tabulka3).

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
GND	VCC	SCLK	nCS	START	CLK	MOSI	MISO	nDRDY	

Tabulka 3. Popis elektrod v konektoru IN.

### Konektor\_OUT

Konektor\_OUT se nachází na desce board 2 a na schématu je označen jako J3. Jedná se o konektor typu “samice” s 10 pozlacenými piny ve dvou řadách, roztečí pinů 1,27 mm a s montáží na DPS na straně spojů (SMT). Konektor\_OUT slouží k připojení dalšího modulu v Daisy-chain řetězení. Jsou jím vedeny veškeré důležité linky pro správnou funkci všech modulů v řetězení. Je zde napájení +5V, zemnění, SPI, linky START, DRDY a CLK. Čísla pinů a jejich označení jsou v tabulce (Tabulka 4).

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
GND	VCC	SCLK	nCS	START	CLK	MOSI	DAISY_IN2		

Tabulka 4. Popis elektrod konektoru OUT.

### **Konektor\_ELECTRODE**

Konektor pro elektrody se nachází jak na desce board 1, kde je označen jako J1A, tak na desce board 2, kde je označen jako J1B. Jedná se o konektor typu “samice” s 16 pozlacenými piny ve dvou řadách, roztečí pinů 1,27 mm a montáží na DPS na straně spojů (SMT). Konektor je otočen o 90° tzn., že protikus se nezapojuje kolmo k DPS ale souběžně (ze strany) s modulem. Konektor elektrody slouží k připojení multielektrodových polí k ADS1298 k převodníku na modulu s tím, že každý konektor je pro jeden převodník tzn. 8 kanálů.

### **Přepínač S1**

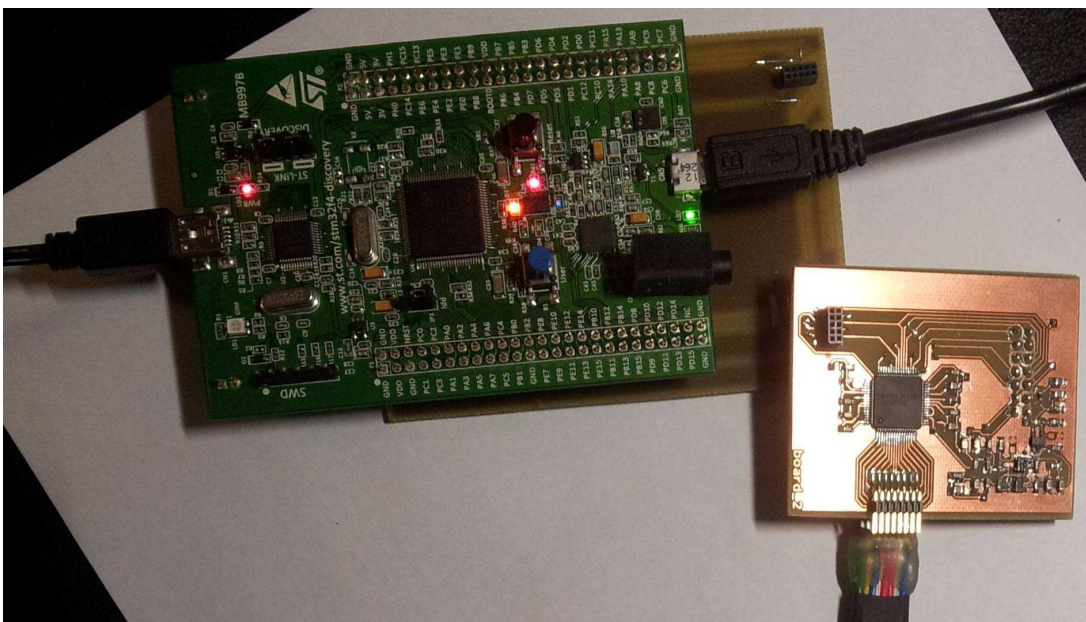
Jedná se o pěti-kanálový přepínač, který je potřeba nastavit podle způsobu zapojení a požadovaných funkcí. Jedná se konkrétně o to, zda je daný modul první od řídicího MCU a zda je převodník posledním řetězeným (možnost nastavit pro převodník na board\_1 i pro board\_2 odděleně). Dále lze pomocí přepínače zvolit použití interního oscilátoru převodníku, nebo externích hodin na pinu CLK (toto je možné nastavit pro každou desku modulu zvlášť). Přepínače 1, 2 a 3 se týkají řetězení převodníků, o kterém se zmiňuji v kapitole 3.1 a dále ho popisují níže.

Je-li přepínač 1 v poloze on, je cesta !DRDY z pinu 9 konektoru J2 (“IN”) vedena na pin 47 prvního ADS1298 převodníku (U1A). Tato volba je pouze u modulu, který je jako první připojený od MCU. Přepínače 2 a 3 plní stejnou funkci, každý však pro jiný převodník - přepínač 2 pro převodník na desce board\_1 (U1A) a přepínač 3 pro převodník na desce board\_2 (U1B). Pokud je některý z těchto dvou přepínačů v poloze on, znamená to, že ten daný převodník, je poslední v řetězení. Provádí se to tak, že 41 pin ADS1298 převodníku s označením DAISY\_IN se přivede na zem. Uzemnění tohoto pinu vychází z datasheetu převodníku.

V rámci řetězení je celým zařízením rozváděno stejnosměrné napětí 5 V, které je na schéma značeno jako VCC. Na každém modulu se nachází obvody pro generování napětí 3 V, analogových napětí a externí reference. Hodnota 3 V je na schéma značena jako VDD a je generována obvodem regulátoru U2 na desce board\_1 z napětí 5 V. VDD se používá jako digi-

tální zdroj pro převodníky ADS1298 a jako zdroj pro obvody externího referenčního napětí. Obvody analogových napětí se nachází na desce board\_2 a generují hodnotu +1,5 V na schéma značenou jako AVDD a hodnotu -1,5 V s označením AVSS. AVDD je generováno obvodem regulátoru U7 a AVSS je tvořeno obvody invertoru U5 a regulátoru U6. Hodnota vstupního napětí pro tyto obvody je 5 V. Analogové zdroje napětí určují dynamický rozsah vstupních neboli měřených hodnot. Na desce board\_1 se nalézají obvody pro generování externího referenčního napětí z hodnoty VDD. Při vývoji prototypu jsme využívali interní referenci převodníku, proto nejsou tyto obvody osazeny. K umístění napájecích obvodů a obvodu pro externí reference na každý měřicí modul jsme přistoupili z důvodu stabilních a přesných napětí a také z důvodu snížení počtu rozváděných napětí od řídicí desky a mezi měřicími moduly. Součástí každého měřicího modulu jsou dva převodníky ADS 1298. Převodníky jsou na schématech označeny jako U1A a U1V. Řetězení převodníků je v režimu módu Daisy\_chain (viz. Obrázek 2) a to jak v rámci jednoho měřicího modulu, tak i mezi moduly.

Součástí prototypu je také deska označená jako connection\_board, která slouží pouze k propojení řídicí desky kitu STM32F4 Discovery a prvního měřicího modulu. Tvorba schéma a návrh DPS byl proveden také v programu Eagle. Schéma, seznam součástek a DPS jsou součástí CD. Tato deska nahrazuje kabelové propojení. K návrhu a tvorbě této desky jsme přistoupili především z důvodu pohodlnější manipulace s prototypem při vývoji jako firmwaru. Při návrhu této desky jsme se však zabývali i možnostmi rozšíření prototypu o další měřicí moduly. Z toho důvodu se na desce nachází konektor J2, který je možné použít



Obrázek 10. Fotografie prototypu.

pro připojení dalších měřících modulů na druhou SPI sběrnici. Tato možnost však nebyla programově řešena, protože prototyp byl realizován pro měření s maximálně 32 kanály s využitím Daisy\_chain módu na jedné sběrnici SPI. Jedná se tedy pouze o hardwarovou přípravu možnosti rozšíření počtu měřících kanálů prototypu STM32F4 Discovery.

Na desce kitu STM32F4 Discovery nebyly provedeny žádné změny a pro prototyp byla použita tak, jak je dodávána výrobcem. Deska Discovery kitu je napájena přes mini USB konektor, přes který se rozhraním USB k počítači připojuje programátor mikroprocesoru. Použití programátoru je vhodné při vývoji a odladování firmwaru MCU. Při samotném provozu prototypu tato část Discovery kitu není zapojena. Ve snaze eliminovat technické artefakty na minimum je napájení mini USB konektorem zabezpečeno kabelem, který neobsahuje části pro datový přenos. Zařízení prototypu může být tedy napájeno jakýmkoli zdrojem stejnosměrného napětí 5 V. My jsme využili konektor USB rozhraní notebooku na bateriový provoz. Pro komunikaci a přenos měřených dat je použito konektoru mikro USB a USB rozhraní notebooku.

### Propojení měřících modulů

Jak již bylo popsáno v rámci Daisy\_chain módu je možné řetězit více ADS 1298 převodníků. Na základě této možnosti lze měřící moduly vzájemně propojovat. Slouží k tomu konektor IN (J2) na desce board\_1 a konektor OUT (J3) na desce board\_2. Čísla pinů konektorů a jejich označení ve schématu je popsáno v tabulce (Tabulka 5). Pin č. 9 s označením DRDY je součástí pouze konektoru IN. Slouží k vyčítání dat z ADS 1298 převodníků řetězených v Daisy-chain módu (viz kapitola 2.1)

IN		OUT	
1	GND	1	GND
2	VCC	2	VCC
3	SCLK	3	SCLK
4	CS	4	CS
5	START	5	START
6	SLK	6	CLK
7	MOSI	7	MOSI
8	MISO	8	Daisy_IN 2
9	DRDY	9	0
10	0	10	0

Tabulka 5. Popis propojení elektrod mezi konektory IN a OUT.



Propojení pinů č. 8 obou konektorů také vychází z Daisy\_chain módu (viz. Obrázek 2). Pin č. 8 konektoru IN na desce Board\_1 je vždy přiveden na 43 pin ADS1298 převodníku (U1A s označením DOUT). Ke konektoru OUT desky board\_2 je přiveden pin č. 41 druhého (dalšího) ADS 1298 převodníku (U1B) s označením Daisy\_IN. Pin Daisy\_IN je buďto opět přiveden (propojením konektorů) na DOUT dalšího převodníku, nebo je přiveden k zemi a tím je ukončeno řetězení.

### **Propojení STM32F4 Discovery a měřicího modulu**

K připojení měřicího modulu ke všem důležitým (použitým) částem Discovery Kitu slouží deska connection\_board, ale propojení je možné provést i kabelem. Čísla pinů a jejich označení je uvedeno v tabulce. Výroba DPS prototypu probíhala technikou výroby plošných spojů fotocestou s použitím cuprextitu s pozitivní fotoemluzí a zdrojem UV záření. K leptání byl použit leptací roztok na výrobu plošných spojů. Součástky byly osazeny ručně.

## 4.2. Ovládání prototypu na straně PC

Pro ovládání prototypu slouží program ADS\_TEST. Programování této aplikace probíhalo ve vývojovém prostředí Code::Blocks v jazyku C. Code::Blocks je opensource vývojové prostředí, které podporuje překladač MinGW, který byl využit při programování ADS\_TEST. MinGW je kompilátor pro tvorbu nativních aplikací pro operační systém Windows.

Některé části a funkce byly převzaty z jiného programu (ECOMAC) kolegy Ing. Filipa Kivoniče.

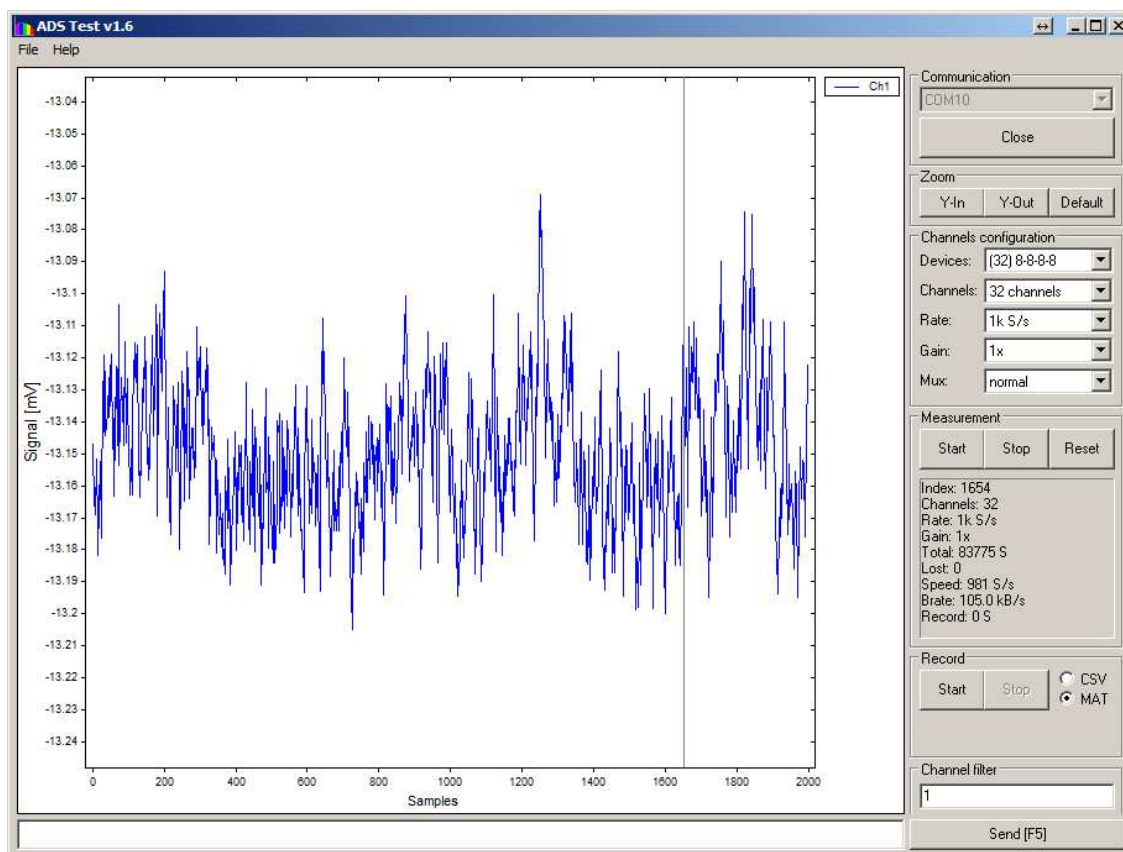
Po propojení aplikace ADS\_test s MCU STM32F4 se zastaví probíhající měření, komunikační protokol se změní na binární a nakonfiguruje se vše ostatní. Je-li aplikace standardně ukončena, tak se protokol automaticky změní na textový. Většina nejdůležitějších částí programu se nachází v hlavní smyčce (main.c), ve které je možné nalézt kód jak pro komunikaci mezi PC a prototypem, tak se zde nachází i vlastní tvorba grafického rozhraní aplikace ads\_test (viz. Obrázek 11). V souborové struktuře aplikace se nacházejí další pomocné funkce předdefinované především pro vizualizaci. Tyto pomocné funkce jsou volané hlavní smyčkou a jsou užitečné jak pro tvorbu grafiky, například funkce pro centrování okna, nebo validace okna s podmíněnou možností zápisu numerické hodnoty, tak pro obslužnou část programu například funkce podporující ukládání UNICODE dat do ASCII nebo pro načítání hodnot hexadecimálně nebo oktanově.

Hlavní smyčka programu ADS\_test (main.c) vytváří dialogové okno aplikace. Pravá část dialogu se vytváří dynamicky a má vlastní obslužnou funkci. Dále se definuje nastavení například maximální počet kanálů. Tlačítko „OPEN“ provádí otevírání portu. Pokud se naváže spojení, ukončuje se měření, provede se změna komunikačního protokolu na binární a spouští se měření, které vytváří vlákno pro kontinuální sběr dat. Vlákno čtení dat zapisuje data do bufferu. Následná vizualizace dat v grafu aplikace probíhá s fixním obnovením každých 25Hz. Při ukončení měření dohází k vypnutí obnovování grafu, ukončení měřicího vlákna, přepnutí zpět na textový protokol a uzavření komunikačního portu. Konfigurace přístrojů mají na starosti automatické funkce, které okamžitě při změně, například počtu kanálů, danou změnu vykonají. Záznam měřených dat do souboru je možný ve dvou formátech. Textový soubor s příponou .csv a binární soubor s příponou .mat.

Zapisování dat do textového souboru se provádí formátováním dat do řetězců. Všechna data, která se při spuštění měřicího vlákna ukládají do bufferu, se zapisují do souboru. Při bi-

nárním zápisu dat je zapotřebí znát daný protokol. Zápis probíhá do matice. Záměrem bylo vyhnout se ukládání dat do paměti počítače v průběhu měření a jejich následné ukládání do souboru až po zastavení záznamu. Tento záznam by mohl být časově náročný a jedná se zde i o omezení velikosti paměti. Proto záznam probíhá takovým způsobem, že se na začátku určí typ a velikost matice, dále se zapisují data a po dokončení záznamu se do souboru vrací a definují skutečný počet vzorků matice a její velikost podle naměřených dat. Hodnoty milivoltů se přepočítávají k referenci 2,4 V. Hodnota reference je definována konfigurováním souboru config.ini

Po připojení prototypu a jeho následného ovládání z PC v operačním systému Windows je zapotřebí nejprve instalovat ovladač VCP\_ V1.3.1 (viz příložené CD). Po nainstalování tohoto ovladače a připojení prototypu se zařízení hlásí jako port COM. Následně již stačí spustit program ADS\_TEST, který není nutné instalovat a spouští se souborem ADS\_TEST 1.exe. V pravé části okna programu v sekci Communications (viz. Obrázek 11) se vybere příslušný COM port pod kterým je prototyp připojen a stiskne se tlačítko open. V části channels configuration je možné zvolit možnosti počtu převodníků (devices), počtu měřených kanálů (channels), vzorkovací frekvenci měření (rate), zesílení (gain) a různé způsoby před-



Obrázek 11. Ukázka okna aplikace ADS\_test, která slouží pro testování komunikace vytvořeného prototypu pro měření biologických signálů s počítačem a k ukládání měřených dat.

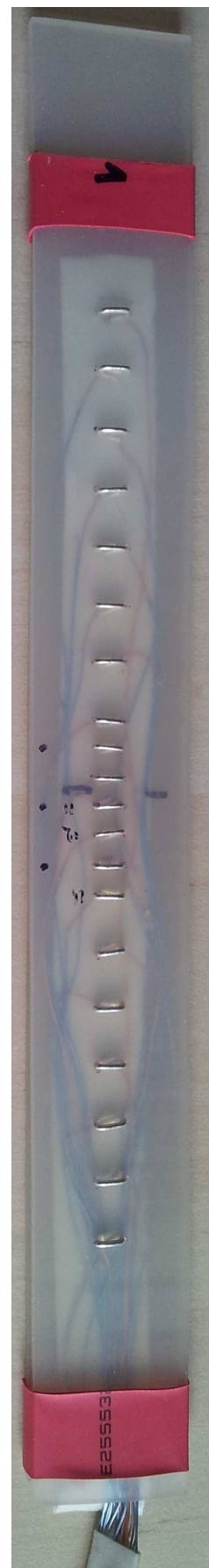
definovaných měření (mux). V sekci Measurement se spouští měření (tlačítko start), nebo je zde možnost měření zastavit (tlačítko stop). Pod trojicí tlačítek Start, Stop a Reset se nachází okno, ve kterém se po spuštění měření zobrazují informace o právě probíhající měření. Tyto informace lze nulovat tlačítkem Reset. V části Record lze spouštět (Start) a zastavovat (Stop) ukládání měřených dat do souboru. Na výběr je ze dvou typů formátu - CSV a MAT. Channel filter slouží k zobrazení určitého kanálu v levé části okna, kde jsou v reálném čase zobrazována měřená data. Vždy pouze ale 2050 vzorků, které jsou po dosažení tohoto počtu přemazána nově naměřenými hodnotami.

## 5. Výsledky práce a testování prototypu

Po dokončení návrhu konstrukce prototypu byly desky, které to vyžadovaly, osazeny a oživeny. Následně byl celý prototyp propojen a připraven k testování.

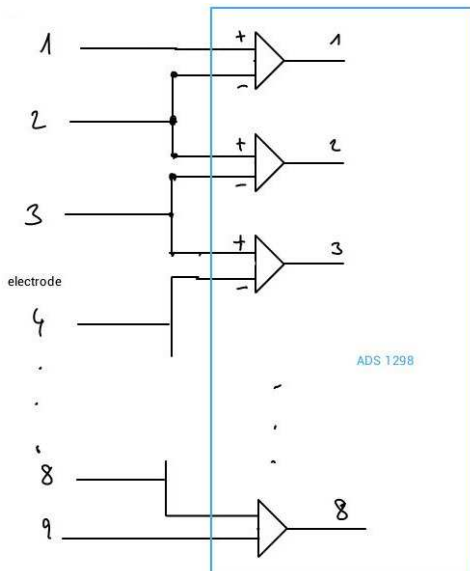
První testování prototypu bylo provedeno pouze na zkratovaných vstupních kanálech pro ověření čtení dat, jejich ukládání do PC a ovládání převodníků pomocí programu Ads\_test. Na obrázku 11 je printscreen z prvního měření. Hodnota šumu se pohybuje v úrovni 100 uV. Tímto měřením jsme ověřili navázání spojení mezi prototypem a ovládací aplikací ADS\_TEST v PC přes rozhraní USB. Byly ověřeny funkce prototypu - možnost spuštění a zastavení měření, nastavení vzorkovací frekvence, počtu převodníků a nastavení zesílení.

Dále jsme prováděli testování na EKG simulátoru. Výsledky byly uspokojivé, a proto jsme přistoupili k měření na živém subjektu s využitím multikanálového měření (multikanálové elektrody) (viz. Obrázek 12). Tato elektroda je tvořena unipolárními elektrodami, proto bylo použito propojení s bipolárními kanály ADS1298 převodníků tak jak je znázorněno na obrázku 13. Měření bylo prováděno na lidském subjektu (zdravý muž, 46 let), který prováděl tři maximální volní kontrakce (extenze kolenního kloubu). Elektroda byla umístěna na sval m. Vasti medialis. Při měření se pozoruje posloupnost zapojení vybraných svalů v dané pohybové činnosti (timing). Sleduje se především začátek, průběh a konec aktivace. Surový naměřený signál je na obrázku 14. Po odfiltrování artefaktů z elektrovodné sítě (50Hz) a odstranění izoliny pomocí interpolační metody je možné získat signál a jeho frekvenční spektrum (Obrázek 15). Interpolační metoda spočívá v získání izoliny pomocí několikanásobné decimace původního signálu, jeho filtrace (dolní propust) a zpětné interpolace na původní vzorkovací frekvenci. Od původního signálu následně izoliny odečteme. Pro odfiltrování



Obrázek 12. Ukázka multielektrody pro měření vícekanálového (19) EMG.

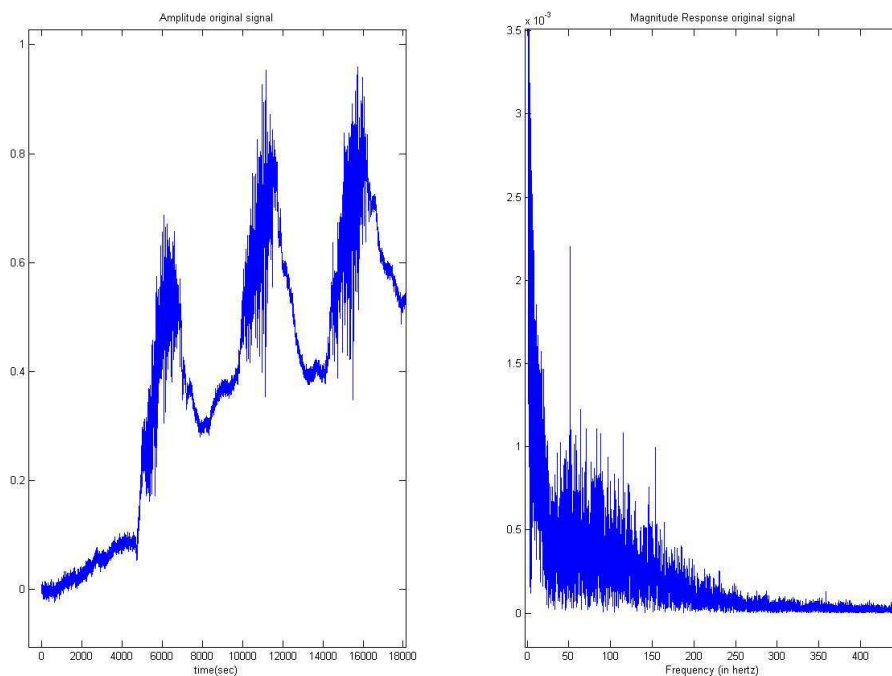
frekvence síťového napětí bylo použito notch filtru, kde se v našem případě  $w_0 = 50/(fs/2)$ ,  $bw = w_0/35$  a  $fs = 1kHz$ . Protože se užitečná složka EMG signálu pohybuje v rozmezí 20 – 500Hz, byly dále pomocí Butterworthova filtru 4. řádu s normovanou cutoff frekvencí  $W_n = 0.04$  odfiltrovány frekvence pod 20Hz.



Obrázek 13. Náčrt způsobu připojení libovolného multielektrodového pole k bipolárním vstupům jednoho ADS 1298 převodníku.

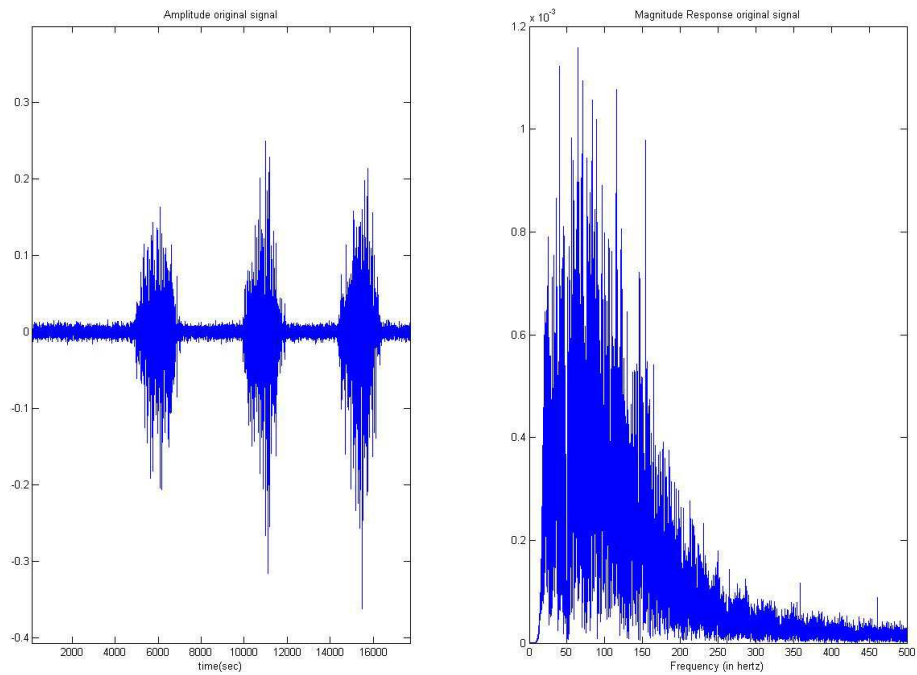
Při tomto měření je multikanálové elektrody využito k analýze aktivity svalových motorických funkcí. Výsledkem je pak nalezení kontrakcí v záznamu – timing (viz. Obrázek 16).

Měření na pacientovi a analýzu naměřených hodnot prováděla Ing. Iva Novotná, která pro tuto práci poskytla vizualizaci analýzy signálů a stručný popis.

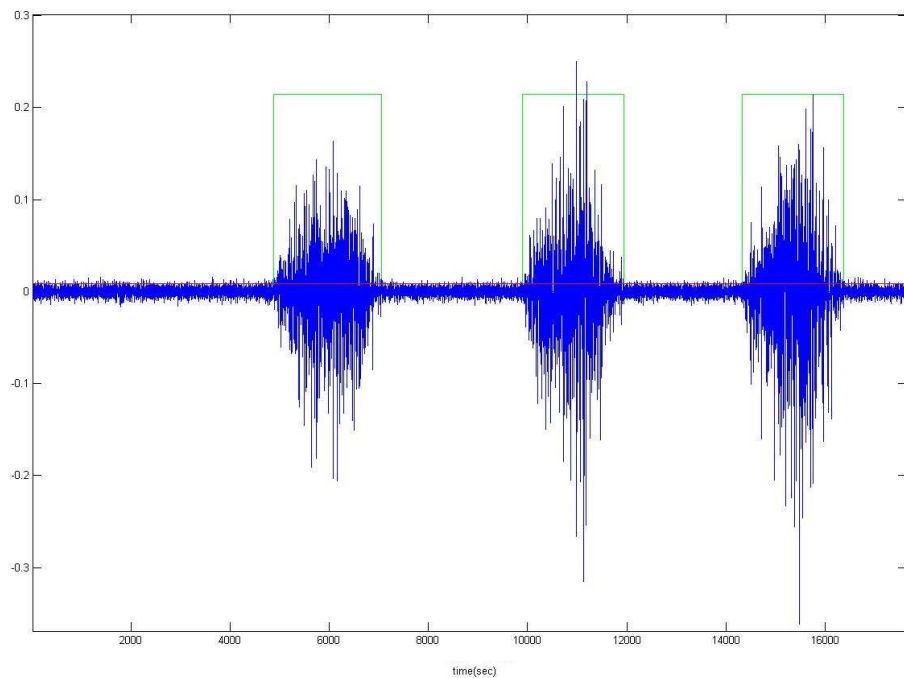


Obrázek 14. Ukázka interpretace naměřených dat bez úprav a filtrací.

Vlevo – naměřený surový signál. Vpravo – frekvenční spektrum měřeného signálu.



Obrázek 15. Filtrovaný signál (notch filtr a Butterworth filtr 4. řádu) a jeho frekvenční spektrum (vpravo).



Obrázek 16. Ilustrace automaticky nalezených kontrakcí v naměřeném a filtrovaném signálu.  
Zelená - námi detekované kontrakce. Červená - práh použitý pro detekci.

## 6. Závěr

Bakalářská práce se zabývá tvorbou řídicí jednotky pro měření biosignálů. V kapitole o biologických signálech (kapitola 1) je nastíněn teoretický úvod o biofyziologické podstatě a měřených veličinách.

Při návrhu hardwarové části byla nejdůležitější volba vhodného řídicího mikroprocesoru odpovídající požadovaným parametrům. Prototyp byl realizován pro měření pomocí multielektrodových polí s až 32 kanály. Při výběru vhodného mikroprocesoru a návrhu prototypu bylo přihlédnuto k možnosti realizovat zařízení s až 256 kanály. Nakonec byl vybrán mikroprocesor STM32F4, který odpovídal zadaným parametrům.

Firmware a ovládací program je napsán v jazyku C. Připojení k počítači zajišťuje rozhraní USB, přes které je možné prototyp ovládat a měřená data ukládat do paměti PC. Ukládaná data jsou ve formátu CSV nebo MAT.

Testování prototypu proběhlo naměřením a zpracováním reálných dat na lidském subjektu, tak jak je popsáno v kapitole 4. Výsledkem měření s použitím navrhovaného prototypu byly detekované kontrakce svalu m. Vasti medialis.

Neinvazivní mapování EMG signálů multielektrodovými poli patří k novému rychle se rozvíjejícímu odvětví a očekává se vývoj způsobu měření a analýzy svalové aktivity i do budoucna.



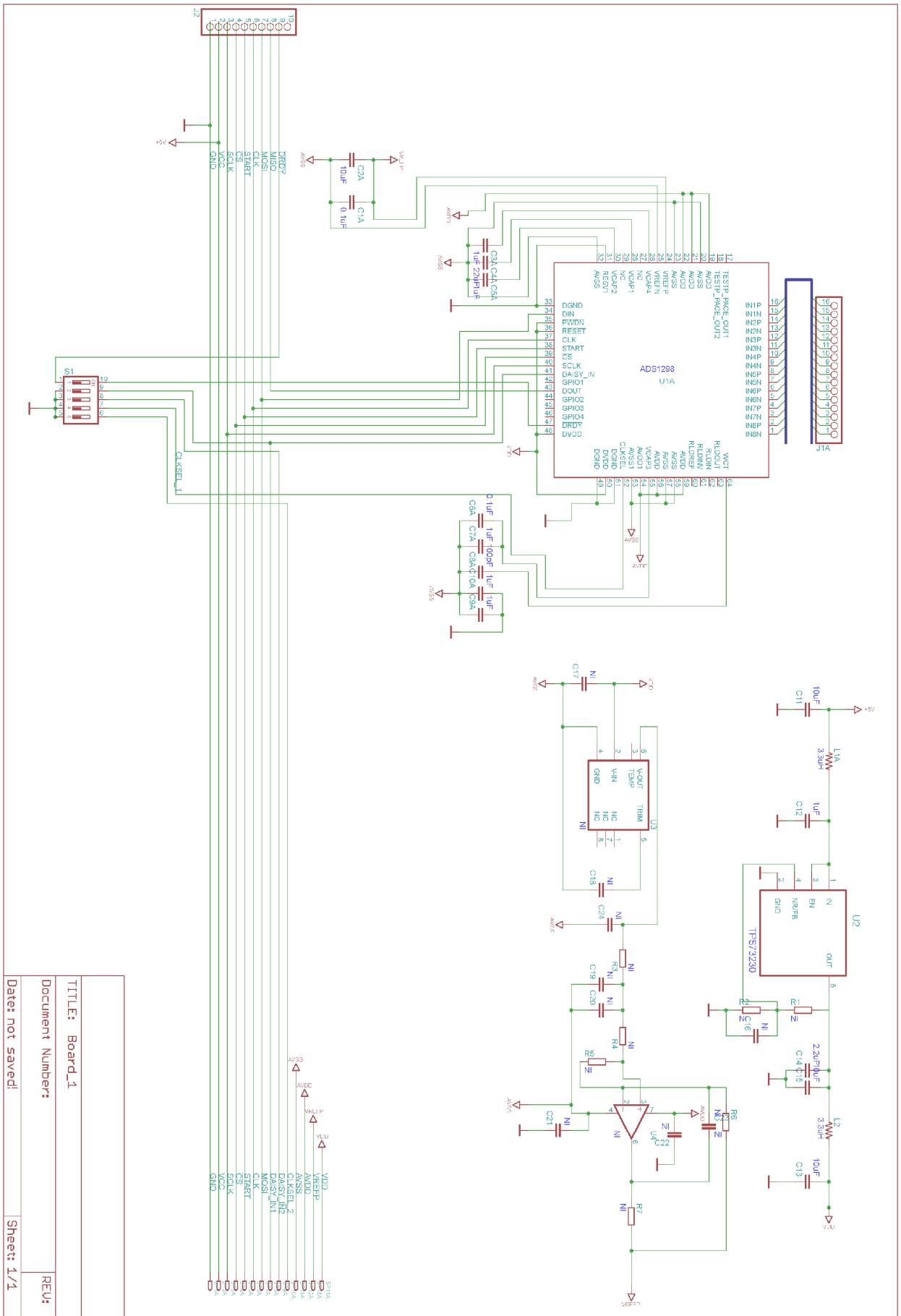
## Seznam literatury

- [1] Doc. Ing. Jiří Rozman, CSc. a kolektiv. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Nakladatelství Academia, 2006. 406 stran. ISBN 80-200-1308-3
- [2] Marek Penhaker, Marin Imramovský, Petr Tiefenbach, František Kobza. Lékařské diagnostické přístroje – učební texty. Ostrava: Nakladatelství VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 332 stran. ISBN 80-248-0751-3
- [3] Doc. Ing. Josef Svatoš, CSc. Biologické signály I. – Geneze, zpracování a analýza. Praha: Nakladatelství ČVUT, 1992. 204 stran.
- [4] Vladimír Váňa. ARM pro začátečníky. Praha: Nakladatelství BEN – technická literatura, 2009. 196 stran. ISBN 978-80-7300-245-6
- [5] Doc. Ing. Milan Chmelař, CSc. Lékařská přístrojová technika I. Brno: Akademické nakladatelství CERM, s. r. o., 1995. 191 stran.
- [6] Jitka Mohylová, Vladimír Krajča. Zpracování biologických signálů [pdf]. Ostrava: Nakladatelství VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2006. 135 stran. ISBN 978-80-248-1491-9. [http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova\\_Zpracovani%20biosignalu.pdf](http://www.elearn.vsb.cz/archivcd/FEI/ZBS/Mohylova_Zpracovani%20biosignalu.pdf)
- [7] Ing. Pavel Herout. Učebnice jazyka C. 3. vydání. České Budějovice: Nakladatelství KOPP, 2000. 269 stran. ISBN 80-85828-21-9
- [8] Ing. Pavel Herout. Učebnice jazyka C. 2. díl, České Budějovice: Nakladatelství KOPP, 1999. 236 stran. ISBN 80-85828-50-2

## Seznam příloh

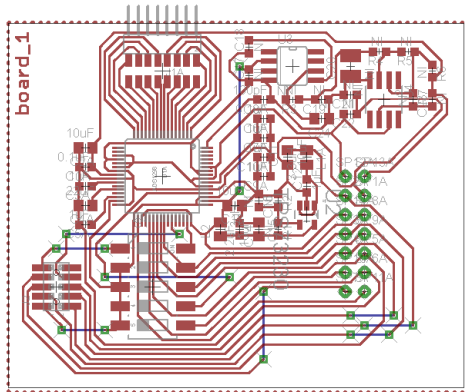
a. Schéma zapojení a nákresy DPS pro board_1 .....	35
b. Schéma zapojení a nákresy DPS pro board_2 .....	37
c. Seznam součástí.....	39

# a. Schéma zapojení a nákresy DPS pro board\_1

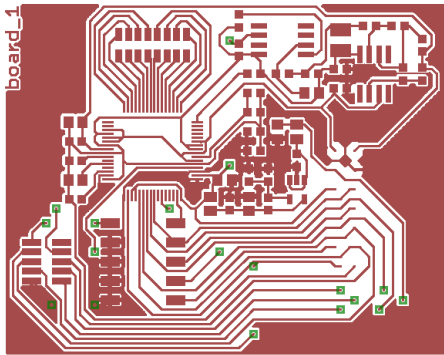


TITLE: Board_1	REU:
Document Number:	
Date: not saved!	Sheet: 1/1

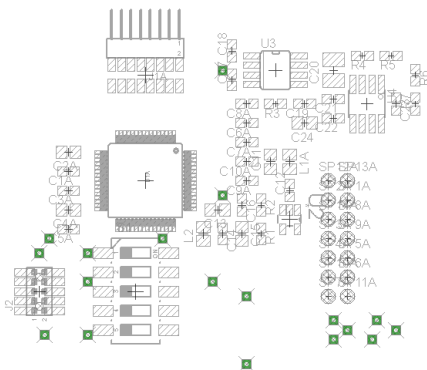
# DPS



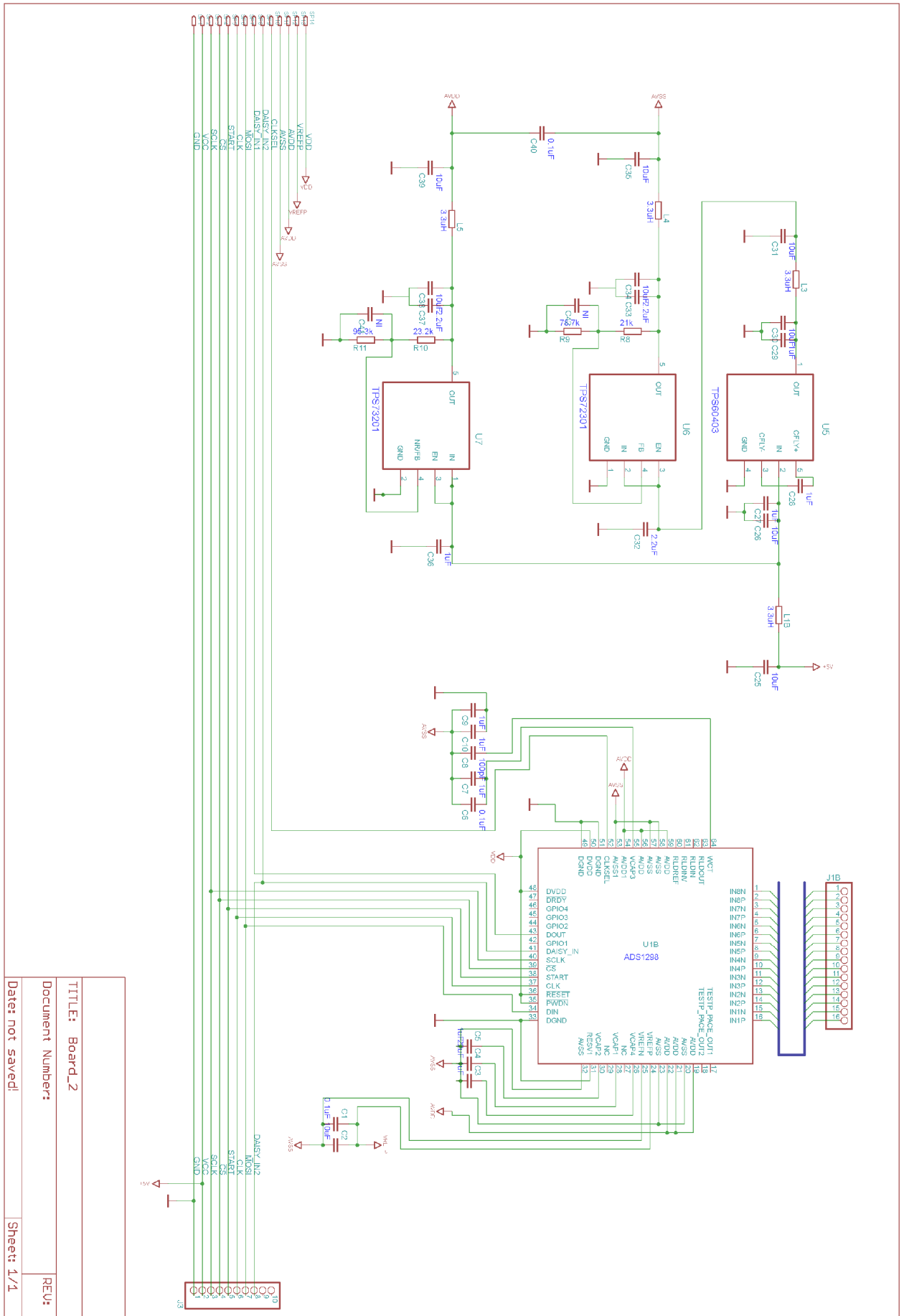
# Top



# Silck screen

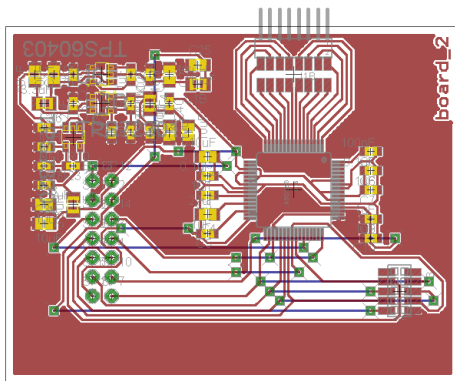


## b. Schéma zapojení a nákresy DPS pro board\_2

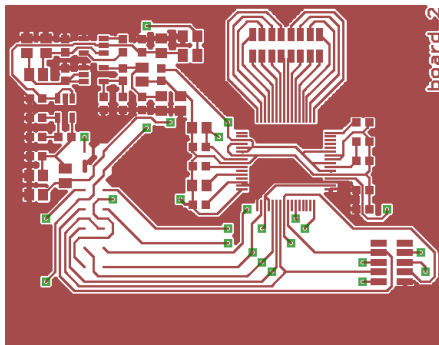


TITLE: Board_2	REV: 1
Document Number:	
Date: not saved!	Sheet: 1/1

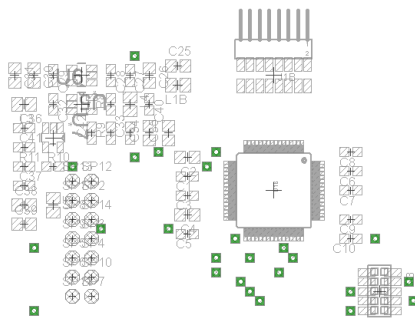
## DPS



## Top



## Silck screen



### c. Seznam součástek

45	C3A C3B C5A C5B C7A C7B C9A C9B C10A C10B C12 C27 C28 C29 C36	Capacitor, ceramic 1uF 25V 10% X5R
6	C4A C4B	Capacitor, ceramic 22uF 6.3V 10% X5R
39	C2A C2B C11 C13 C15 C25 C26 C30 C31 C34 C35 C38 C39	Capacitor, ceramic 10uF 10V 10% X5R
15	C1A C1B C6A C6B C40	Capacitor, ceramic 0.1uF 50V 10% X5R
12	C14 C32 C33 C37	Capacitor, ceramic 2.2uF 6.3V 10% X5R
6	C8A C8B	Capacitor, ceramic 100pF 50V 5% X7R
18	L1A L1B L2 L3 L4 L5	Ferrite bead 470Ohm 3.3uH
3	R8	Resistor, 21kOhm 1/10W 1% SMD
3	R10	Resistor, 23.2kOhm 1/10W 1% SMD
3	R9	Resistor, 78.7kOhm 1/10W 1% SMD
3	R11	Resistor, 95.3kOhm 1/10W 1% SMD
4	U1A U1B	ADS1298 (ADS1298CGXGR)
3	U2	IC, LDO Reg 250mA 3.0V SOT23-5 (TPS73230MDBVREP)
3	U5	IC, Unreg Chrg Pump V Inv SOT23-5 (TPS60403DBVR)
3	U6	IC, LDO Reg Neg 200mA Adj SOT23-5 (TPS72301DBVT)
3	U7	IC, LDO Reg 250mA Adj-V SOT23-5 (TPS73201DBV)
6	J1A J1B	FCI - 20021122-00016T4LF - HEADER, R/A, 1.27MM, SMT, 16WAY
3	J2	FCI - 20021121-00010C4LF - CONNECTOR, HEADER, SMT, R/A, 1.27MM, 10P
3	J3	FCI - 20021321-00010C4LF - RECEPTACLE, VERT, 1.27MM, SMT, 10WAY
3	S1	OMRON ELECTRONIC COMPONENTS - A6S5101H - SWITCH, DIP, 5 WAY, UNSEALED