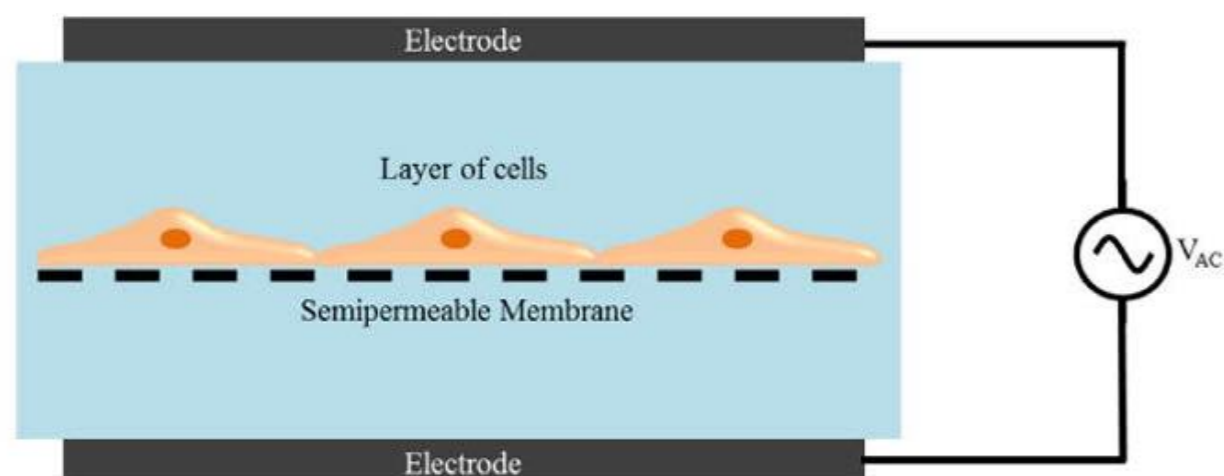


Měření impedance je jedna z metod, kterou je možné použít k určování vlastností materiálů, látek i tkání. Jejich impedance se totiž mění například s:

- mírou koroze kovového povrchu
- přítomností virů v krvi,
- postupným zacelováním buněčné membrány

Budeme-li hodnotu impedance měřit v čase, můžeme sledovat i rychlost změn zkoumaných materiálů a díky tomu tyto materiály dále analyzovat.



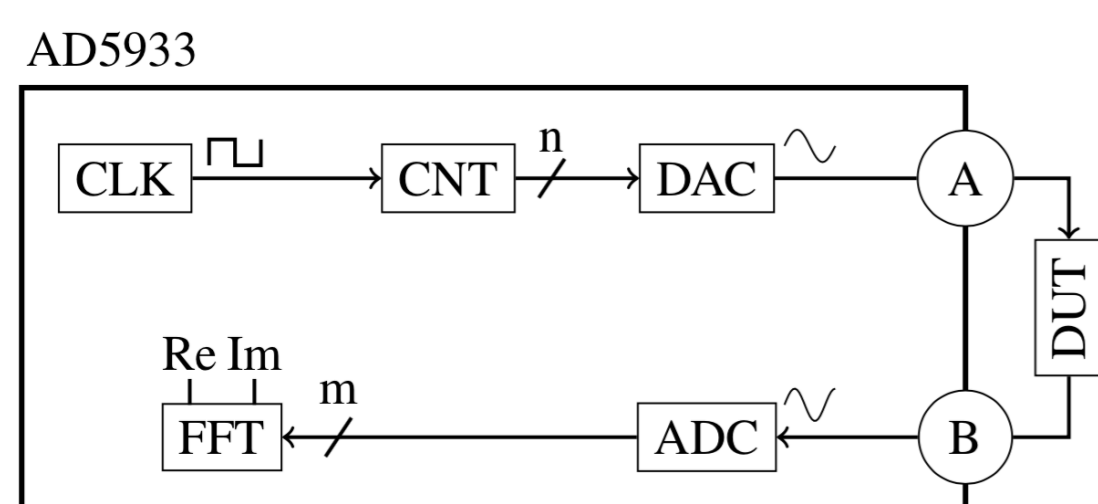
Obrázek 1. Měření impedance buněčné membrány (zdroj [1]).

Problémy měření biologických vzorků

U biologických vzorků řešíme dva hlavní problémy. Prvním z nich je citlivost vzorků na napětí použité k jejich analýze. Toto je možné řešit zmenšením amplitudy signálu, který jimi prochází. Napětí na vzorku dále musí mít nulovou hodnotu stejnosměrné složky, aby nedocházelo k elektrochemickým procesům na rozhraní elektrod a vodného prostředí, ve kterém se většinou biologické vzorky měří.

Druhým z problémů je, že měřená impedance vzorků může být velice nízká a při použití dvou elektrod je pak naměřená hodnota výrazně ovlivněna impedancí rozhraní elektrod a vodného prostředí vzorku. Tento problém řeší použití čtyř elektrod. Dvě elektrody slouží k přivedení proudu na vzorek a zbylé dvě elektrody měří napětí na vzorku.

Měření impedance v číslicových systémech

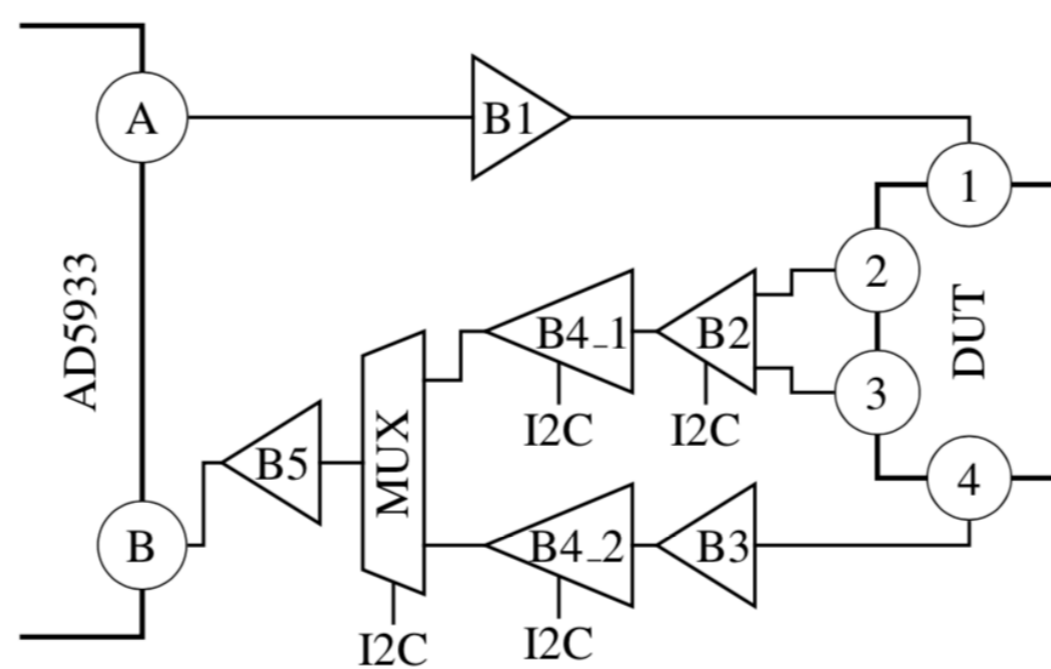


Obrázek 2. Části systému potřebné pro analýzu impedance připojeného objektu (DUT).

Na vstup n -bitového čítače CNT je připojen zdroj hodinového signálu s nastavitelnou frekvencí. Výstup tohoto čítače je připojen na vstup digitálně-analogového převodníku (DAC), který generuje sinusový signál. Tento signál je přivedený na zkoumaný objekt (DUT), který může způsobit změnu jeho parametrů. Výsledný signál je pomocí analogově-digitálního převodníku (ADC) převeden opět do číslicové podoby, navzorkován a pomocí algoritmu diskretní fourierovy transformace (FFT) z něj získáme reálnou a imaginární složku impedance, popřípadě její absolutní hodnotu a fázový posuv.

Navržené zařízení

Zařízení se skládá z analogové a digitální části. Jádrem analogové části je čip AD5933, který obsahuje všechny výše zmíněné části. Ten je schopný generovat sinusový signál s nastavitelnou frekvencí i amplitudou a analyzovat jeho změny po průchodu zkoumaným objektem. Jeho výstupem je reálná a imaginární složka impedance v podobě dvou šestnáctibitových vzorků.



Obrázek 3. Blokové schéma obvodu pro úpravu signálu z AD5933 pro účely měření impedance biologických vzorků pomocí čtyř elektrod.

Analogová část navrhovaného řešení vychází z [2], jehož funkční bloky zůstaly zachovány, ale některé komponenty byly nahrazeny za vhodnější, či dostupnější. Tato část je navržena tak, aby odstranila stejnosměrnou složku ze signálu a zmenšila jeho amplitudu. Také umožňuje čtyřelektrodevé měření s čipem AD5933, který je původně určený pro dvouelektrodevé měření.

Digitální část tvoří modul Linkit Smart 7688, který se stará o řízení celého zařízení. Jedná se o modul obsahující systém na čipu MT7688, jež umožňuje provozovat OS Linux. Komunikace mezi analogovou a digitální částí probíhá pomocí odizolované sběrnice I2C. Ovládání probíhá prostřednictvím webového rozhraní. Uživatel má možnost se připojit k zařízení prostřednictvím tabletu, či chytrého telefonu, a vidět historii měření, stáhnout naměřená data, provádět základní analýzu apod. Pro řešení situací, kdy není možné desku připojit k WiFi a ovládat ji přes web, je zařízení vybavené i malým grafickým displejem a tlačítky.

Analogový frontend

Čip AD5933 v sobě kombinuje části CLK, CNT, DAC, ADC i FFT. Jak již bylo zmíněno výše, není výstupní signál AD5933 vhodný ke zkoumání biologických vzorků. Mezi čip a DUT tak jsou ještě vloženy obvody, které signál vhodně upravují. Tuto část nazýváme analogový frontend.

Obrázek 3 zobrazuje blokové schéma navrhovaného obvodu. Blok B1 odstraňuje stejnosměrnou složku signálu a zmenšuje jeho amplitudu. Bloky B2 a B4_1 tvoří napěťovou větev, bloky B3 a B4_2 tvoří proudovou větev. Multiplexor MUX vybírá z těchto větví a B5 k vybranému signálu přidává stejnosměrnou složku, neboť AD5933 neumí analyzovat záporný signál. Také zde dochází k zesílení signálu.

Výběr frekvence signálu

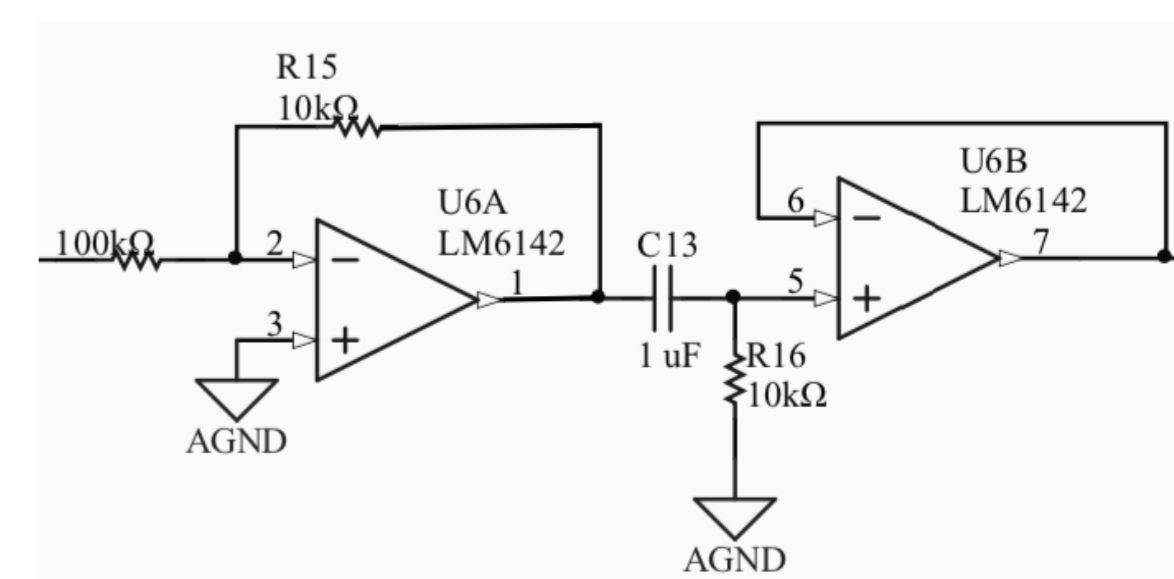
Frekvenci generovaného signálu je bez přídavného obvodu hodin možné volit mezi 5 kHz a 100 kHz. Pro analýzu impedance při nižších frekvencích je nutné vnitřní zdroj hodinového signálu 16 MHz nahradit vnějším zdrojem o nižší frekvenci. K tomu je v zařízení použit programovatelný oscilátor LTC6904, který umožňuje měření frekvencí od desítek Hz výše.

Amplituda signálu

Amplitudu napětí výstupního signálu z AD5933 je možné zvolit ze čtyř rozsahů, přičemž každému rozsahu navíc odpovídá různá stejnosměrná složka, kterou napětí obsahuje. Blok B1 na obrázku 3 tuto stejnosměrnou složku odstraňuje a desetkrát zmenšuje amplitudu signálu.

Tabulka 1. Čtyři možné amplitudy signálu před a po úpravě blokem B1.

| Rozsah | Amp. před B1 | Amp. po B1 |
|--------|--------------|------------|
| 1 | 990 mV | 99 mV |
| 2 | 485 mV | 48,5 mV |
| 3 | 191,5 mV | 19,15 mV |
| 4 | 99 mV | 9,9 mV |



Obrázek 4. Obvod upravující signál z AD5933 před vstupem do DUT.

Čtyřelektrodevé měření

Bloky B2, B3, B4_1 a B4_2 umožňují čtyřelektrodevé měření. Na elektrodu 1 DUT přivádíme proud, který měříme na elektrodě 4. Tento signál pomocí B3 zesílíme. Blok B2 slouží k měření napětí mezi elektrodami 2 a 3. Bloky B4_1 a B4_2 jsou identické. Je možné díky nim zesílit napěťovou, či proudovou větev 5,7x, nebo 32x. Multiplexorem potom střídavě dochází k výběru napěťové a proudové větve a je tak z těchto dvou naměřených hodnot možné vypočítat výslednou impedanci. Zesílení v blocích B4_1, B4_2 a multiplexor jsou řízené přes I2C.

I když je zařízení primárně určené pro čtyřelektrodevé měření, je možné jej využít i pro dvouelektrodevé měření. Potom není napěťová větev využita.

Řídicí část

Řídicí část je realizována pomocí modulu Linkit Smart 7688. Ten řídí analogovou část prostřednictvím sběrnice I2C, která je odizolovaná čipem SI8602. Přes ni je možné softwarově volit zesílení některých operačních zesilovačů, ovládat multiplexor, čip AD5933 a také zdroj hodinového signálu pro AD5933.

Na desce běží server NodeJS, který se stará o řízení samotné desky a také poskytuje webové rozhraní pro ovládání celého zařízení a zobrazení výsledků. Webová část je napsána s použitím JavaScript knihovny React a využívá grafické prvky z HTML frameworku Framework7. Komunikace mezi frontendem a backendem je implementována pomocí knihovny socket.io.

Po připojení k serveru, který na zařízení běží, je uživateli zobrazeno rozhraní, ze kterého je možné nastavit vše potřebné. Při prvním spuštění je uživatel vyzván ke kalibraci zařízení, díky které je možné z měřených hodnot odstranit vliv analogového frontendu. Jedná se o sérii kroků, kterými uživatele rozhraní postupně provází.

Po spuštění měření je uživatel přesměrován na stránku s aktuálními výsledky měření, které se také zaznamenávají na SD kartu. Uživatel si může zobrazit aktuálně probíhající měření i starší měření z SD karty.

Zdroje

[1] Balaji Srinivasan, Aditya Reddy Kolli, Mandy Esch, Hasan Abaci, Michael L Shuler, and James J Hickman. Teer measurement techniques for in vitro barrier model systems. *Journal of laboratory automation*, 20, 01 2015.

[2] Cédric Margo. A four-electrode low frequency impedance spectroscopy measurement system using the AD5933 measurement chip. *Physiological Measurement*, 2013.