

Elektrické vlastnosti tkání

Elektrické vlastnosti tkání lze rozdělit s ohledem na zdroj elektrické energie na dvě základní kategorie – aktivní a pasivní. Aktivní vznik elektrického proudu nastává následkem iontových aktivit v buňkách. Mezi aktivní elektrické projevy tkání patří akční potenciály vzrušivých tkání. Detekci elektrické aktivity tkání využívají elektrofyziologické vyšetřovací metody, jako je elektrokardiografie, elektromyografie, elektroencefalografie, evokované potenciály atd. Pasivní odezva nastává, když jsou tkáně vystaveny průchodu proudu z vnějšího zdroje. Bioelektrická impedance (někdy nazývaná biologická impedance nebo bioimpedance) je definována jako schopnost tkáně bránit průchodu elektrického proudu.

Bioelektrická impedanční analýza

Z mnoha studií zabývajících se elektrickými vlastnostmi tkání se postupně vyvinula metoda bioelektrické impedanční analýzy. V současné době našla tato metoda široké využití v mnoha medicínských oborech. V porovnání s jinými klinicky dostupnými metodami má mnoho výhod. Je to metoda snadno proveditelná, bezpečná a neinvazivní. Přístroje potřebné pro realizaci této metody jsou snadno přenositelné a vyžadují relativně nízké náklady.

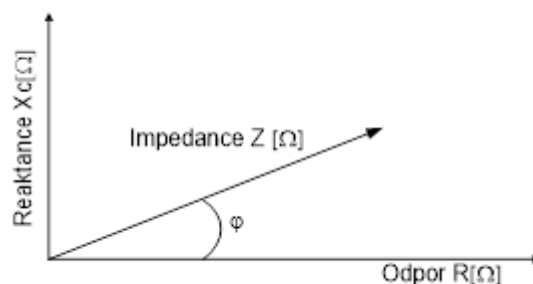
Princip bioelektrické impedance

Z hlediska průchodu proudu má tkáň charakter impedance. Klade překážku průchodu elektrického proudu vynuceného vnějším zdrojem v závislosti na jeho frekvenci.

Bioelektrická impedance je komplexní veličina (viz obr. 1.1), která se skládá z odporu R a kapacitní reaktance X_C a je definována vztahem:

$$Z = R + jX_C \quad (1.1)$$

Písmeno j označuje imaginární jednotku.¹



Obr. 1.1: Bioelektrická impedance

¹ V oboru elektrotechniky je imaginární jednotka označována písmenem j místo v matematice obvyklého i , protože i se běžně používá pro označení okamžité hodnoty elektrického proudu.

Velikost impedance vypočteme dle Pythagorovy věty:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (1.2)$$

Úhel, který svírá vektor R a Z je definován vztahem:

$$\varphi = \arctg\left(\frac{X_C}{R}\right) \quad (1.3)$$

Reaktanční složka je způsobena kapacitou buněčné membrány. Reaktance X_C je nepřímo úměrná kapacitě a použité frekvenci a je definována vztahem:

$$X_C = \frac{1}{2\pi f C} \quad (1.4)$$

Kapacita vyjadřuje schopnost objektu uchovat elektrický náboj a je definována jako poměr mezi derivací napětí na objektu a proudem, který protéká skrz tento objekt:

$$C = i_C \left(\frac{d_t}{du_C} \right) \quad (1.5)$$

Elektrický odpor tkáně je tvořen odporem všech tekutin v těle, tzn. odporem intracelulární a extracelulární tekutiny.

Odpor R homogenního vodivého materiálu s rovnoměrným průřezem je definován tvarem (délkou l a plochou průřezu S) a typem materiálu (rezistivitou ρ) dle vztahu:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (1.6)$$

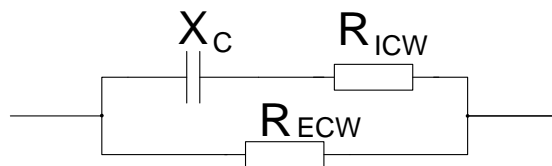
Analýza tělesné kompozice je založena na odhadu objemu těla V_B (které si pro zjednodušení představíme jako válec o výšce l a ploše podstavy S) na základě změřeného odporu. Úpravou předchozí rovnice získáme vztah:

$$V_B = \rho \frac{l^2}{R} \quad (1.7)$$

I když tělo není jednotný válec a jeho vodivost není konstantní, lze definovat empirický vztah mezi impedančním koeficientem (l^2/Z) a objemem vody, která obsahuje elektrolyty a vede elektrický proud skrz tělo. V praxi se pro usnadnění metody neměří vodivá délka, která je obvykle od zápěstí po kotník. Měří se pouze výška (v) a definuje se empirický vztah mezi objemem svalové hmoty a impedančním koeficientem (v^2/Z). Vychází se ze zjednodušujícího předpokladu, že objem svalové hmoty odpovídá sedmdesáti třem procentům celkového objemu vody.

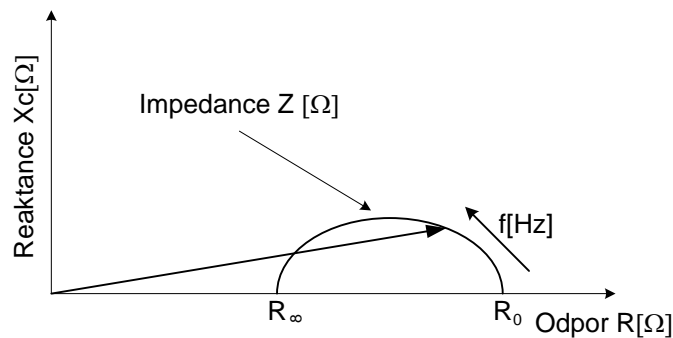
Vzhledem k přirozené nehomogenitě těla impedanční koeficient (v^2/Z) popisuje ekvivalentní válec, který musí být přizpůsoben reálné geometrii vhodným koeficientem. Tento koeficient závisí na různých faktorech, např. na individuální anatomii segmentů, změnách poměru výšky k vodivé délce, změnách ve tvaru těla. Jednotlivé segmenty těla jsou v pomyslném elektrickém obvodu navzájem zapojeny sériově. Z rovnice 1.6 vyplývá, že kratší a širší segmenty přispívají k celkové impedanci menším podílem.

Existuje více modelů elektrických vlastností tkáně. Zjednodušený model tkáně (na obr. 1.2) říká, že při průchodu stejnosměrného proudu je celkový odpor těla tvořen pouze odporem extracelulární tekutiny. Při průchodu střídavého proudu o vysoké frekvenci je celkový odpor těla tvořen paralelní kombinací odporu intracelulární a extracelulární tekutiny.



Obr. 1.2: Model tkáně (X_C – kapacitní reaktance, R_{ICW} – odpor intracelulární tekutiny, R_{ECW} – odpor extracelulární tekutiny)

Závislost impedance tkáně Z na použité měřící frekvenci vyjadřuje fázorový diagram (na obr. 1.3). Odpor R_0 teoreticky reprezentuje odpor extracelulární tekutiny. Odpor R_∞ teoreticky reprezentuje odpor intracelulární a extracelulární tekutiny tzn. celkový odpor všech tekutin v těle.



Obr. 1.3: Fázorový diagram

Při použití střídavého proudu, prochází tento proud intracelulární a extracelulární tekutinou a rozdělí se v nepřímém poměru odporů R_{ICW} a R_{ECW} . Poměr těchto odporů se liší podle typu tkáně.

Složení těla

Metoda bioelektrické impedanční analýzy vychází ze zjednodušené koncepce složení těla. Schématický diagram složení tkáně je uveden na obr. 1.4. Hmotu těla lze z hlediska schopnosti vést elektrický proud rozdělit na dvě části – tělesný tuk a tukuprostá tělesná hmota.

Tělesný tuk				
Tukuprostá tělesná hmota	Minerály (7%)			
	Buněčná hmota	Bílkoviny		
		Tělesná voda (73%)	Extracelulární voda (29%)	
			Intracelulární voda (44%)	

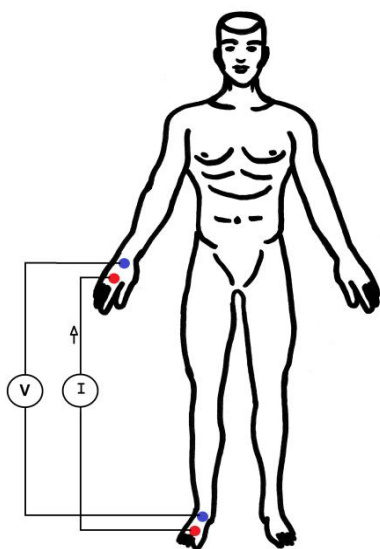
Obr. 1.4: Složení těla

Většina proudu prochází tukuprostou tělesnou hmotou, protože tuk klade velký odpor průchodu proudu. Velké množství rovnic, se kterými pracuje metoda bioelektrické impedanční analýzy, primárně odhaduje celkovou hmotnost těla bez tělesného tuku. První konstruované přístroje odhadovaly tuto hmotnost pouze na základě impedančního koeficientu (v^2/Z). Pozdější úpravy metody zahrnovaly postupně další parametry jako je váha, věk, pohlaví a antropometrická měření trupu a končetin a dosahovaly tak lepší přesnosti výsledného odhadu.

Výsledné množství tělesného tuku je vypočteno jako rozdíl mezi celkovou tělesnou hmotností a tukuprostou tělesnou hmotou. Tukuprostá tělesná hmota se skládá z minerálů a celkové buněčné hmoty. Buněčná hmota obsahuje bílkoviny a tělní tekutiny, které jsou rozloženy do extracelulárního a intracelulárního prostoru. Uvedené procentuální rozložení je platné za předpokladu normální hydratace.

Metoda měření

Dostupné přístroje využívají různé metody měření, které se liší výpočetním algoritmem, množstvím použitých měřících frekvencí, počtem a tvarem elektrod. Z hlediska rozmístění elektrod rozlišujeme dvě základní metody – měření celkové impedance těla a měření impedance jednotlivých segmentů. Při měření celkové impedance těla jsou na tělo připojeny čtyři elektrody. Dvě elektrody jsou určeny pro připojení zdroje proudu a dvě elektrody jsou určeny pro měření napětí. Jedna možná varianta zapojení pro měření celkové impedance těla je uvedena a obr. 1.5.

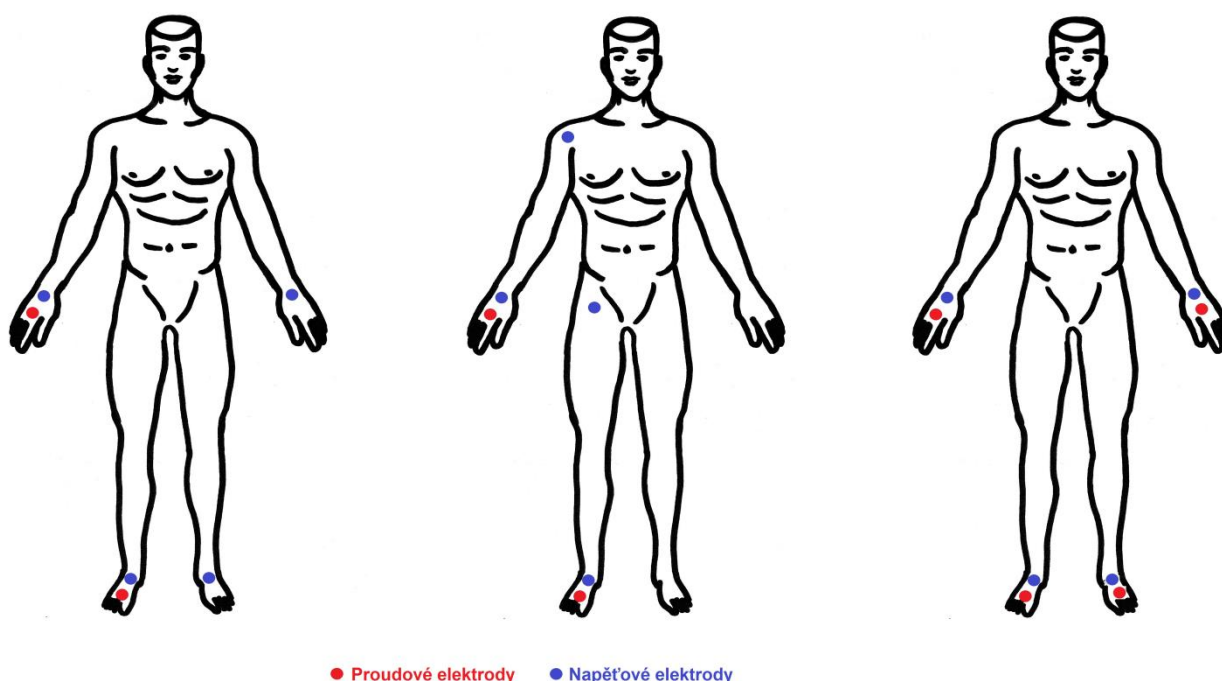


Obr. 1.5: Schéma zapojení pro měření celkové impedance těla

Jeden pár elektrod je umístěn na ruce a druhý pár je umístěn na noze. Často se používají i další varianty zapojení s elektrodami umístěnými na obou rukách nebo na obou nohách. U konkrétních použitých přístrojů je nutné dodržet doporučené umístění elektrod a také doporučenou pozici těla (ve stoje, vleže). Oba tyto faktory mají vliv na měřenou impedanci. Následná analýza tělesného složení umožňuje získat odhad celkového množství tělesného tuku a tukuprosté tělesné hmoty. Touto metodou není možné analyzovat složení

jednotlivých tělesných segmentů. Pro tento typ analýzy je nezbytné použít více elektrod. Tato metoda je nazývána segmentová bioimpedanční analýza. Příklady možného rozmístění elektrod jsou uvedeny na obr. 1.6.

Z hlediska počtu použitých měřících frekvencí rozlišujeme dvě základní metody jednofrekvenční a vícefrekvenční bioimpedanční analýzy. Jednofrekvenční analýza je nejstarší a stále nejčastěji používaná metoda. Obvykle se pracuje s frekvencí 50kHz. Při využití vícefrekvenční metody se obvykle pracuje s frekvencemi v rozmezí 5kHz až 250kHz. Ukázka naměřených hodnot impedance jednotlivých segmentů těla při použití přístroje pro analýzu tělesné kompozice InBody 370 je uvedena v tab. 1.1.



Obr. 1.6: Schéma zapojení pro měření impedance jednotlivých segmentů těla

Tab. 1.1: Naměřené hodnoty impedance jednotlivých segmentů těla při použití přístroje pro analýzu tělesné kompozice InBody 370

	Pravá horní končetina	Levá horní končetina	Trup	Pravá dolní končetina	Levá dolní končetina
5 kHz	343 Ω	333 Ω	23 Ω	254 Ω	255 Ω
50 kHz	295 Ω	288 Ω	21 Ω	215 Ω	214 Ω
250 kHz	264 Ω	258 Ω	18 Ω	189 Ω	188 Ω

Použití vícefrekvenční metody umožňuje přesnější odhad rozložení intracelulární a extracelulární tekutiny.

Z hlediska matematického zpracování existuje velké množství metod. V literatuře byly publikovány různé rovnice pro výpočet množství tukové hmoty, tukuprosté tělesné hmoty, celkového objemu tělesných tekutin, množství intracelulární i extracelulární tekutiny. Existují i další metody analýzy, např. bioelektrická spektroskopie. Metoda je založena na použití více frekvencí a na odhadu odporu při nulové frekvenci R_0 a odporu při nekonečné frekvenci R_∞ (viz obr. 1.3) a následném hledání empirického vztahu.

Použitá literatura:

Kyle, Ursula G. et al. Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* 2004, Volume 23, Issue 5, 1226 – 1243.

Khalil SF, Mohktar MS, Ibrahim F. The Theory and Fundamentals of Bioimpedance Analysis in Clinical Status Monitoring and Diagnosis of Diseases. *Sensors (Basel, Switzerland)*. 2014, 14(6):10895-10928, doi:10.3390/s140610895.