

PROBLÉM KOREKCE CHYBY ZE SKLADEBNÝCH NEPRAVIDELNOSTÍ PŘI FOTOMETRII ŽIVÝCH TKÁNÍ (OXYMETRII)

615.471:616.152.21-0735.24

Podplukovník MUDr. Otakar RŮŽIČKA

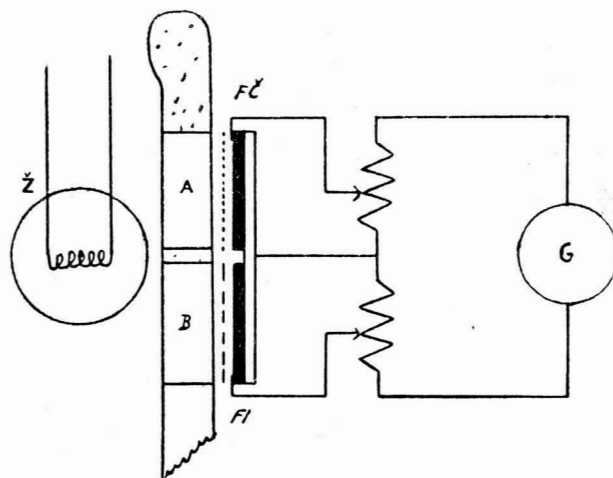
O oxymetrech a určování kyslíkové saturace krve fotometrickou cestou bylo u nás již vícekrát a podrobněji referováno (1—10). Byla také podána zevrubnější zpráva o prvním oxymetru u nás zkonstruovaném (4), který byl kopií aparatury Millikanovy a o jednom původním čs. oxymetrickém snímači (5,9).

Od té doby šel oxymetrický výzkum u nás svou svéráznou cestou, která byla určována převážně dvěma momenty, jedním speciálním a jedním obecným, a to:

1. nutností obejít se při sériové výrobě oxymetrů bez příliš citlivých t. č. u nás nedosažitelných měřidel a

2. příspěvkem k řešení některých stále otevřených problémů světové oxymetrie.

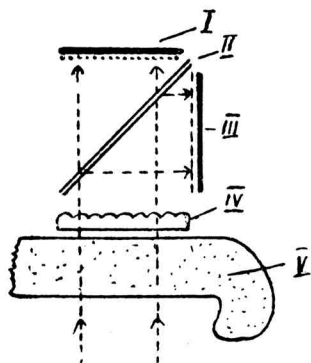
První bude předmětem zvláštního sdělení, přesto že našlo posléze společné řešení s nejvážnějším problémem, spadajícím pod druhé, kterým je měřicí chyba způsobená nepravidelnostmi živé tkáně, hlavně pak průběhem cév v ušním boltci.



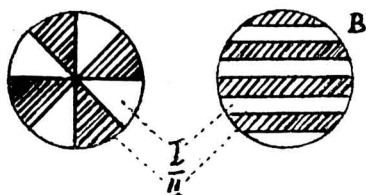
Obr. 1. Každým z fotoelektrických článků (FČ, FI) se provádí měření na jiném úseku ušního boltce (A, B), vzájemně příliš odlišném.

Touto měřicí chybou jsou zatíženy všechny běžné oxymetrické aparatury na světě až na čtyři typy snímačů, které navrhli Taplin, Saville a Paul (11) a jeden typ snímače, který navrhl Růžička (5, 9). Všechny jmenované snímače jsou konstrukčně náročné, komplikované a v klinické praxi obtížně použitelné, takže je nelze považovat za dobré řešení problému. O měřicí chybě z nepravidelností živé tkáně, hlavně pak z cévního průběhu mluví již Elam a spol. ve své klasické práci (12) a na její závažnost upozorňuje Taplin, Saville a Paul (11) na základě fotogrammetrických analys prosvětlovaných ušních boltců u 41 osob. Chyba záleží v tom, že fotočlánek s infračerveným filtrem, reagujícím na změny veškerého hemoglobinu (oblast 800 m μ), a článek s červeným filtrem, reagujícím hlavně na změny poměru hemoglobinu a oxyhemoglobinu (oblast cca 650 m μ), jsou ve snímači umístěny vedle sebe, takže některé nebo některá z větších cév probíhá pouze před jedním z nich a porušuje tak fotometrický vztah mezi červeným a infračerveným signálem (schéma č. 1). Tím z hlediska praktického nejen vznikne značná měřicí chyba, ale též z hlediska teoretického je zákon Lambertův-Beerův, o který se oxymetrie opírá, přiveden ad absurdum.

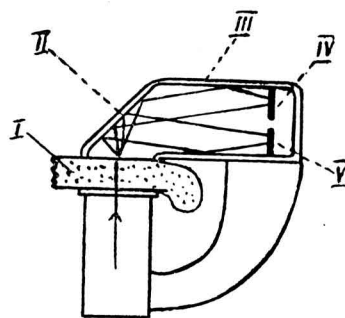
Ostatní tkáňové nepravidelnosti se uplatňují stejně, řádově však zdaleka ne tak značně jako průběh větších cév. Zmínění autoři zavádějí pojem „vessel error“ a provádějí korekci zvláštními oxymetrickými snímači 4 různých typů o třech různých konstrukčních principech. První dva typy se zakládají na tom, že zrcátko postavené do úhlu 45° proti prosvětlovanému ušnímu boltci, sbírá světlo z téhož úseku boltce a je u jednoho typu polopropustné, takže odráží a propouští stejným dílem totéž světlo na oba fotočlánky a u druhého typu je dichroické, takže vede červené světlo na jeden článek a infračervené na druhý.



Obr. 2. Taplinův návrh na měření stejného úseku ušního boltce oběma fotoelektrickými články. I a III – fotoelektrické články, II – polopropustné zrcadlo, IV – soustava drobných čoček, V – ušní boltce.



Obr. 3. Taplinův návrh (uskutečněný) na rozdělení citlivé plochy fotoelektrického článku výsečovým (A) a pásovým způsobem (B) na políčka pro červené (I) a infračervené (II) spekt. pásmo.

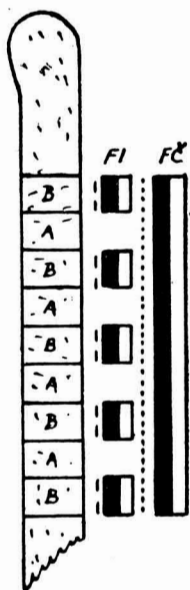


Obr. 4. Taplinův návrh (uskutečněný) na měření téhož místa tkáně oběma fotoelektrickými články pomocí rozptylového kanálu. I – ušní boltce, II – rozptylová plocha, III – odrazová plocha, IV a V – fotoelektrické články.

Nutná je i soustava voštinovitých čoček, která světlo usměrňuje (schéma č. 2). Řešení na jiném principu představuje třetí typ snímače Taplinova a spolupracovníků, ve kterém je citlivá katodová vrstva fotočlánku rozdělena na mosaiku osmi kruhových výsečí nebo osmi pásků, krytých střídavě červeným a infračerveným filtrem, které musí být ve snímači uspořádány tak, aby větší cévy, probíhající v mezích úchytky plus minus 15° od čáry jdoucí z geometrického středu boltce k protuberantia occipitalis, je protínaly napříč (schéma č. 3). Konečně čtvrtý typ snímače, navržený a vyzkoušený Taplinem a spol., užívá vedení světla rozptylovým kanálem na mosaiku čtyř fotočlánků (schéma č. 4). Z těchto čtyř typů se osvědčil autorům pouze poslední. První dva zavrhuje autoři pro složitost, nákladnost a náročnost na optické a mechanické prvky, třetí s mosaikovitě děleným fotočlánkem zavrhuje pro velkou ztrátu účinnosti následkem rozdělení, která činí podle jejich údajů 28 % u páskového dělení a u dělení kruhovými výsečemi ještě dalších 10 % z vyřazení středního prostoru. Podotýkají však, že předností tohoto řešení, kdyby se podařilo je vhodně uskutečnit, by byly minimální rozměry snímače, které se neliší od rozměrů dosud známých i dětských snímačů. Čtvrté řešení (obr. č. 4) se jim osvědčilo nejlépe jak ve funkci, tak v malé konstrukční náročnosti proti ostatním typům, avšak rozměry i váha jsou značné, takže snímače lze použít jen pro ucho dospělého člověka. Růžičkův snímač je popsán v časopise Čs. fysiolo. (5) a v patentním písemnictví (9) a jeho použití je dnes omezeno na zcela speciální účely.

Naše řešení otázky korekce „cévní chyby“ a chyby z nepravidelnosti živé tkáně vůbec se zakládá na mosaikovitě rozdělení účinné plochy fotočlánků (5, 8), avšak na odlišném principu než užívají Taplin, Saville a Paul. Užíváme dvou fotoelektrických hradlových článků o stejných rozměrech a o různých fotoelektrických vlastnostech v tom smyslu, že jeden z nich je obvyklý selénový fotočlánek velmi citlivý v červené oblasti a druhý je fotočlánek zvláště zcitlivěný pro oblast blízkou infračervené, tj. cca 805 m μ . Zcitlivění je takového stupně, že od případu k případu je citlivost v oblasti 800 m μ proti normálnímu hradlovému článku 25–30krát vyšší, jak vyplývá z tabulky srovnávající některé naměřené hodnoty.

Správné přizpůsobení světelného filtru spektrální charakteristice fotočlánků zcitlivěného pro oblast 800 m μ ve smyslu vývodů Elamových (12) je v daném



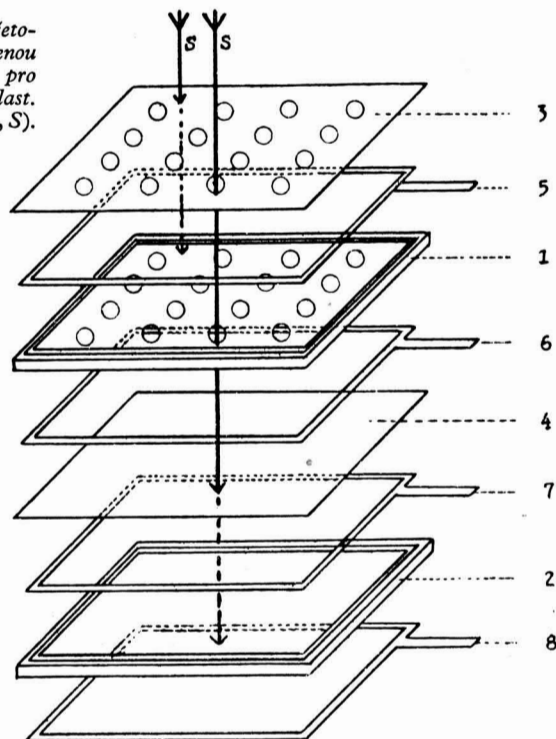
Obr. 5. Rozčlenění měřených úseků v ušním boltci při řesetové úpravě snímače podle Růžičky na červené (A) a infračervené (B) spektrální oblasti.

případě poměrně snadné a bude předmětem samostatného sdělení.

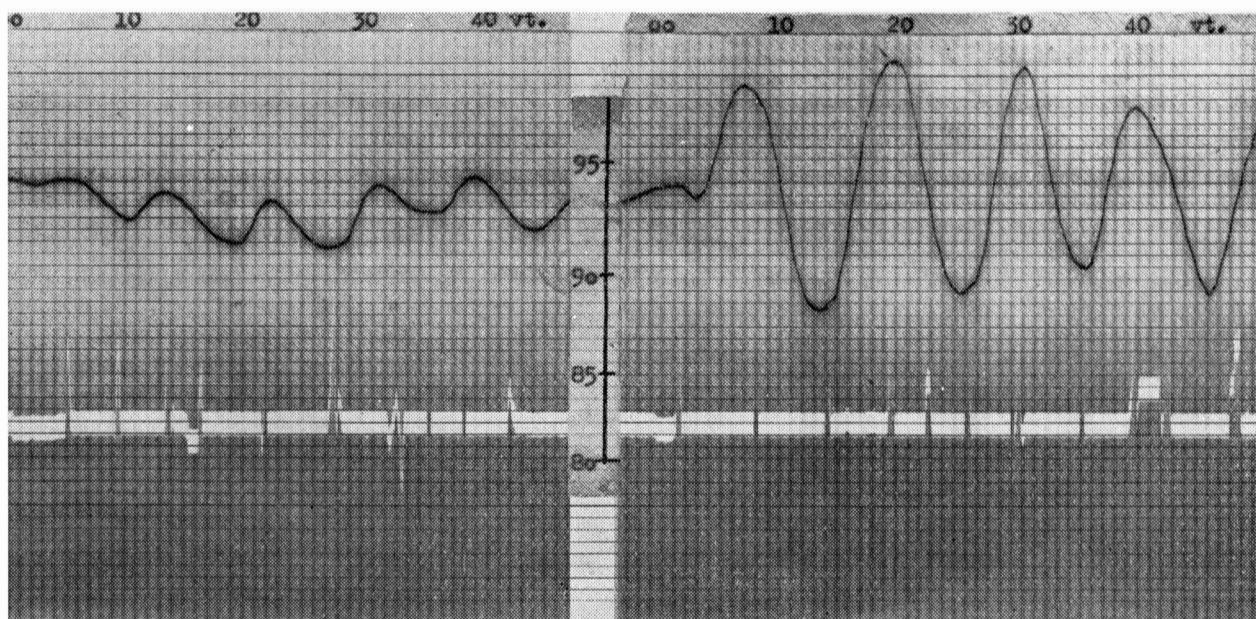
Kombinací zmíněných dvou fotočlánků ve snímači získáme maximálně citlivý snímač jak v červené, tak v infračervené oblasti. Poněvadž citlivost snímače obecně závisí na citlivosti jeho nejméně citlivého členu, tj. infračerveného fotočlánku, lze pro náš případ dovodit, že snímač je až 30krát více citlivý než snímače s jediným obvyklým selénovým fotočlánkem o rozdělené katodě.

Korekce chyby z nepravidelností živé tkáně je dosaženo tím, že oba fotočlánky leží ve snímači na sobě a proti témuž úseku prosvětlované tkáně (7). Vrchní článek s infračerveným filtrem má řesetovou úpravu a skrz jeho otvory je osvětlován fotočlánek spodní s červeným filtrem. Velikost a rozmístění

Obr. 6. Schéma průchodu světelných paprsků řesetovým snímačem. Fotoelektrický článek pro červenou (2) a infračervenou (1) spektrální oblast. Filtér pro červenou (4) a infračervenou (3) spektrální oblast. Sběrné kontakty (5, 6, 7, 8). Světelné paprsky (S, S).



otvorů je vypočteno tak, aby rozměry odpovídaly citlivosti fotočlánků pro světlo příslušné spektrální oblasti a specifické absorpci světla v živé tkáni. Účinnost fotočlánků se pak mosaikovitě prostírá po celé aktivní ploše ležící proti určitému prosvětlovanému okrsku tkáně, takže každá hrubší nepravidelnost, hlavně průběh větších cév se uplatní na obou fotočláncích. Rozčlenění v dvojčládkovém snímači je naznačeno na schématu č. 5. Chod paprsků v něm ukazuje schéma č. 6. Korekce vlivu skladebných tkáňových nepravidelností na měření vede současně



a)

b)

Obr. 7. Fotokymografický záznam stability měření při posunech snímače na boltci. Černá křivka – naměřená hodnota, místa přerušení bílé křivky – okamžiky posunu snímače. a) stabilita při řesetové úpravě snímače leží v rozptylu, b) stabilita při obvyklé dosavadní úpravě snímače je nedostatečná, kolísá mimo rozptyl.

k značnému zvýšení stability měření, takže ani posuny snímače na ušním boltci, jejichž rozsah nepřesahuje 5 mm, hrubě neovlivní naměřené hodnoty a chyba jimi způsobená leží v rozptylu chyby metodiky, jak ukazuje obr. č. 7. Na obr. č. 7 je zachycen fotokymografický záznam kyslíkové saturace a jeho ovlivnění při posunu snímače na ušním boltci asi o 5–6 mm. Obr. 7a) ukazuje poměry u snímače s korigovanou chybou tkáňových nepravidlostí, obr. 7 b) u snímače dosavadní obvyklé úpravy. Hodnotu saturace a její kolísání zachycuje horní černá křivka, okamžik posunu je naznačen přerušením dolní bílé křivky.

Vzhledem k tomu, že oxymetrické metody se stále více užívají v klinické praxi hlavně při sledování narkotizovaného při operaci a také v praxi vyšetřovací, má zvýšení stability měření především značný praktický význam, neboť znamená mj. i zjednodušení manipulace.

Tabulka

Hodnoty citlivosti platí pro oblast 800 mμ při 1000 Luxech za použití infračerveného filtru S 17. (Měřeno galvanoměrem o vnitřním odporu 200 ohmů.)

Normální hradlový selénový fotočlánek:

Označení	Evid. čís.	Rozměr mm	Vnitř. odpor ohmy	Citlivost μA
SF 25	569	25	10 000	0,64
SF 25	5610	25	10 000	0,60
SF 25	568	25	10 000	0,60
SF 25	567	25	10 000	0,55
SF 25	566	25	5 000	0,59

Zcitlivěný hradlový selénový fotočlánek:

Označení	Evid. čís.	Rozměr mm	Vnitř. odpor ohmy	Citlivost μA
SF25NK	101	25	980	16,00
SF25NK	218	25	700	17,00
SF25NK	114	25	1320	13,00
SF25NK	118	25	1060	14,00
SF25NK	82	25	1400	11,00

Autorem fotoelektrických článků je inž. Vinopal s kolektivem VÚPEF, autorem filtru S 17 inž. V. Šýkora z VÚZORT.

Souhrn

Podán popis oxymetrického snímače vlastní konstrukce, který na principu mosaikovitě úpravy účinné plochy fotočlánků, z nichž jeden má řešetovitý tvar, koriguje měřicí chybu z nepravidlostí živé tkáně, způsobenou hlavně průběhem větších cévek v ušním boltci. Korekce této „cévní chyby“, prokazatelná fotogrametrickou analýzou prosvětlovaného ušního boltce, byla dosud prováděna jen velmi složitými optickými a mechanickými zařízeními nebo přístroji značně rozměrnými nebo za přílišné ztráty účinnosti použitých fotočlánků. Kombinací dvou fotočlánků bylo dosaženo vedle zmíněné korekce i zvýšení citlivosti až třicetnásobného, aniž se rozměry snímače vůbec zřetelně změnily. Největší význam v praxi má však stabilita měření, které se dosáhlo současně tím, že byla korigována chyba z tkáňových nepravidlostí.

Резюме

Приведено описание оксиметрического регистрационного прибора собственной конструкции, который на принципе мозаикообразного размещения действенной поверхности фотоэлементов, у одного из которых решётчатая форма, корректирует ошибку, возникающую при измерении и вызванную неправильностью живой ткани, которая обусловлена прежде всего прохождением сосудов в ушной раковине. Коррекция этой „сосудистой ошибки“, которую можно доказать анализом просвечиваемой ушной раковины, проводилась до настоящего времени при помощи очень сложных оптических и механических приборов, или же при помощи очень громоздкой аппаратуры, или, наконец, при этих способах чрезмерно теряли свое действие примененные фотоэлементы. Комбинированное использование двух фотоэлементов не только позволило проводить упомянутую коррекцию, но и увеличило до 30 раз чувствительность регистрационного прибора, размеры которого при этом однако почти не изменились. Главное значение для практики имеет стабильность измерений, которая достигалась одновременно коррекцией ошибки, обусловленной неправильностью тканей.

Summary

An oximeter of own construction is described, which corrects on the principle of the mosaic arrangement of the effective area of photo-electric cells, one of which is chainshaped, the errors, caused by the irregularity of live tissue, mainly by major blood vessels in the pinna of the ear. The correction of this „vessel error“, which could be only proved by analysis of the transilluminated pinna, has until now been performed only with the help of very complicated optical and mechanical appliances or with an apparatus of great dimension or under excessive loss of efficiency of the used photo-electric cells. By the combined use of two photo-electric cells, not only the above mentioned correction, but also up to thirty times increased sensitivity was achieved, without any decisive change in the size of the instrument. The particular value lies however in the fact, that the measurement is stable, because the errors caused by the irregularities of the tissue are eliminated.

Písemnictví

1. Růžička, O.: Oxymetr, Voj. zdrav. listy, 24, 492, 1955.
2. Růžička, O. a Syrový, J.: Kyslíková saturace krve při operaci, v narkose a její fotoelektrické měření, Rozhl. v chir. XXXIV/3, 168, 1955.
3. Syrový, J. a Růžička, O.: Světelná propustnost tkání a její význam pro stanovení kyslíkové saturace krve, Čs. fysiolog. IV/2, 204, 1955.
4. Růžička, O. a Syrový, J.: Oxymetr čs. konstrukce, Čs. fysiolog, IV/1, 98, 1955.
5. Růžička, O.: Zlepšený ušní snímač pro oxymetr, Čs. fysiolog, IV/1, 108, 1955.
6. Růžička, O.: Změny transportu kyslíku. Tlaková vlna. Monografie. Naše vojsko 1956.
7. Růžička, O.: Patentní spis čs., č. 86.307.
8. Růžička, O.: Patentní spis čs., č. 86.306.
9. Růžička, O.: Patentní spis čs., č. 86.278.
10. Růžička, O.: Základní experimenty jako test čs. oxymetru, Čas. lék. čes. XCVII/11, 349, 1958.
11. Taplin, R. H., Saville, R. C. a Paul, W.: Improved earpieces for oximeters. J. Av. Med. 24, 70, 1953.
12. Elam, J. O., Neville, J. G., Sleator, W. a W.W. Elam, Jr.: Sources of errors in oximetry, Ann. Surg. 130, 755, 1949.