

ROZVOJ DOZIMETRIE PROCEDUR UKV-TERAPIE

L. A. SKURICHINA, O. V. ŠERESEVSKIJ

Možnost využít účinky ultrakrátkovlnného elektromagnetického pole na lidský organismus k léčení (UKV-terapie) je známa již mnoho desítek let. V Sovětském svazu je věnována této problematice značná pozornost v Ústředním vědeckovýzkumném ústavu lékařských přístrojů v Moskvě.

Metoda UKV-terapie je jednou z nejefektivnějších metod léčení akutních i chronických zánětů a hnilobných procesů, pooperačních infiltrátů, neurologie, polyartritidy a řady jiných onemocnění.

Tuto skutečnost potvrzují výsledky provedeného průzkumu, jež prokázaly, že UKV-terapie představuje 47 % z celkového počtu elektroléčebných procedur v nemocnicích a 60 % v poliklinikách.

Přesto, že UKV-terapie je tak široce používána a jsou s ní obrovské zkušenosti, není dosud prakticky vyřešena otázka objektivní dozimetrie procedur UKV-terapie. Toto tvrzení ospravedlňuje do značné míry fakt, že ani jeden tuzemský přístroj pro UKV-terapii není vybaven žádným měřicím přístrojem, pomocí něhož by bylo možno provádět objektivní dozimetrii. Pouze v NDR se vyrábí jediný typ, jenž je takovým přístrojem vybaven - zařízení KW-4. Ale i toto zařízení umožňuje měřit pouze výstupní vf. výkon, a nedává možnost stanovit s uspokojivou přesností výkon pohlcovaný tkáněmi pacienta.

V klinické praxi se dózování UKV-terapie odvozuje na základě tepelných pocitů pacienta. Pocit tepla vzniká v důsledku ohřátí tkáně, jež se nachází ve vysokofrekvenčním poli. Tuto metodu nelze považovat za uspokojivou, jelikož pocity pacienta jsou vysloveně subjektivní, a nelze z nich vyvodit kvantitativní zhodnocení dózy. Tato metoda už z hlediska samotného principu selhává při oligotermické léčbě, při níž se stanoví diferencovaná dávka pro každého pacienta tak, aby ohřátí tkáně nedosáhlo prahové veličiny, při níž pacient počíná vnímat teplo. Přitom je však známo, že právě působením dózy pod prahovou veličinou, nebo jen nepatrně nad ní, lze v mnohých případech dosáhnout optimálního terapeutického efektu. Z tohoto krátkého úvodu do problematiky UKV-terapie vyplývá, že zabezpečení objektivní kvantitativní dozimetrie procedur UKV-terapie je nutností.

Aby problém objektivní dozimetrie byl komplexně vyřešen, je třeba se úspěšně vyrovnat se dvěma základními úlohami:

1. Technicky zabezpečit měření pohlceného výkonu UKV pole v léčené oblasti tkáně v průběhu zvolené procedury

2. Stanovit podrobnou analýzou optimální kvanta pohlcené energie pole, jež zajistí dosažení optimálního terapeutického efektu při různých typech procedur, neboť v současné době jsou k dispozici jen klinické zkušenosti, vycházející výhradně z tepelných pocitů pacientů. Taková zkušenost však nevytváří žádnou osnovu ke stanovení optimálních dóz v aplikovaných procedurách.

Na obr. 1 je principiální schéma přístroje pro měření vf. výkonu, pohlceného pacientem v průběhu procedury UKV-terapie. Přístroj byl zkonstruován ve Vsesvazovém výzkumném ústavu lékařských přístrojů v Moskvě a je připojen k výstupnímu traktu zařízení pro UKV-terapii.

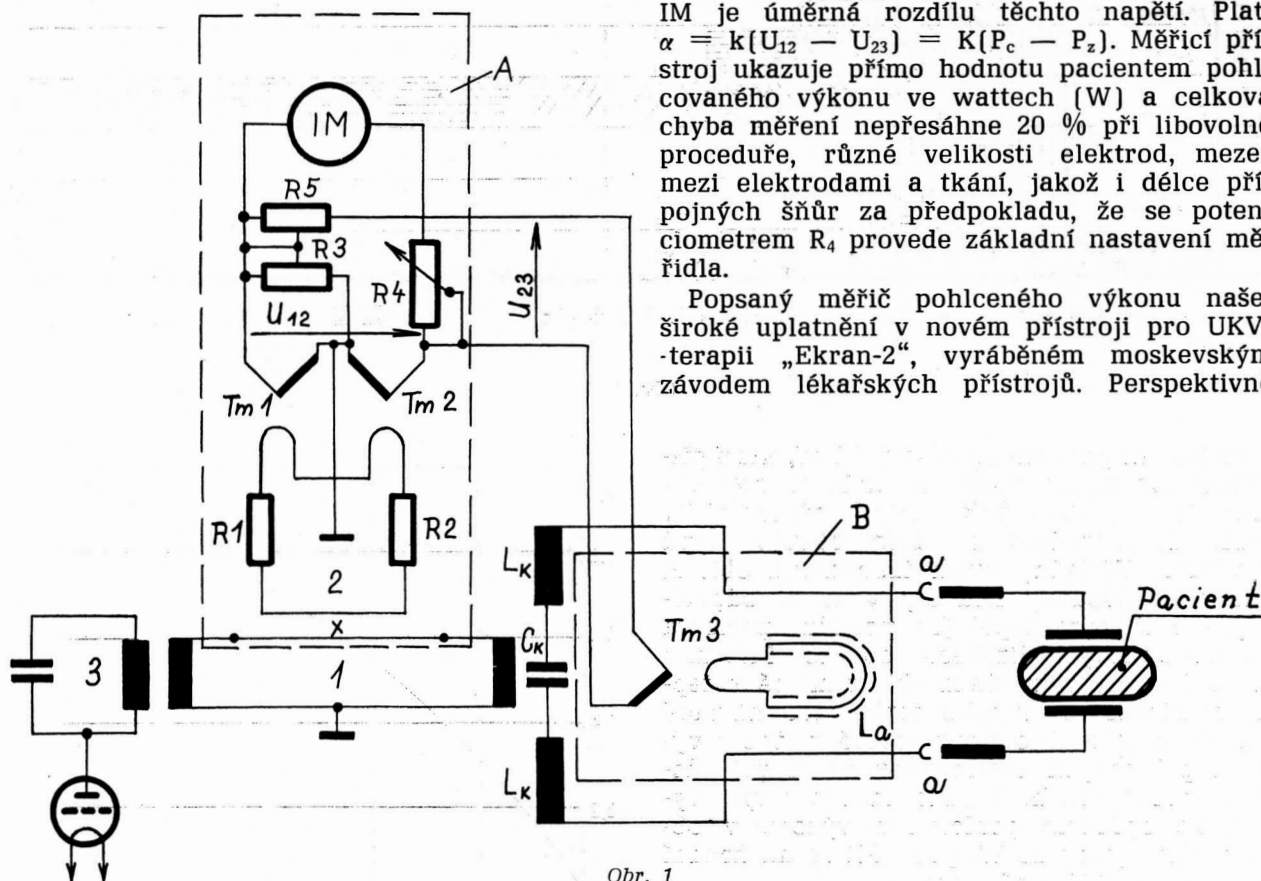
Vlastním měřicím vysokofrekvenčním výkonu procházejícího od zdroje energie k pacientovi je kvadratický wattmetr A. Wattmetr je realizován na principu kvazistacionární metody měření výkonu, tzn. provádí součin tří veličin: napětí, proudu a funkce $\cos \varphi$, kde φ je fázový úhel napětí a proudu. Přirozeně, nejjednodušší by bylo zapojit wattmetr přímo na svorky „a—a“ na výstup zdroje vf. pole. Impedance těla pacienta však ve většině případů obsahuje jen nepatrnou složku činného odporu, má v podstatě kapacitní charakter, což vyvolává rozdíl fází obou složek přiváděné energie (napětí a proudu) téměř 90° . Hodnota $\cos 90^\circ$ je, jak známo, rovna 0, a tím i součin $U \cdot I \cdot \cos 90^\circ$ je roven nule. Jestliže je fázový úhel mezi napětím a proudem blízký 90° , je $\cos \varphi$ řádově 0,01 a tím i součin $U \cdot I \cdot \cos \varphi$ nabývá nepatrných hodnot, přičemž je nebezpečí, že wattmetr může být proudově a napětově silně přetížen. V těchto případech by wattmetr ukazoval hodnoty na počátku stupnice s velikou nepřesností při nebezpečí přetížení přístroje. Proto je připojen k aperiodickému vazebnímu obvodu 1, který vytváří mezičlánek v přenosu energie od výstupního obvodu zdroje 3 k pacientovi. Toto řešení zabezpečilo dosáhnout ve výstupním obvodu, napojeném na pacienta, hodnotu $\cos \varphi$ 0,4—0,5 při všech typech léčebných procedur, což umožňuje provádět praktická a dostatečně přesná měření přenášeného výkonu UKV pole na pacienta. Výsledný účinník ve smyčce pacienta závisí na hodnotách indukčnosti cívek L_k , kapacity kondenzátoru C_k a na charakteru impedance do obvodu zařazené tkáně pacienta. Ta je různá v závislosti na typu procedury a může vyvolat až 50% chybu wattmetrem naměřené hodnoty pohlceného vf. výkonu. Za účelem zmenšení této chyby byl vyvinut korekční obvod B, jenž umožňuje vyloučit z naměřené hodnoty

hodnotu výkonové ztráty v obvodu pacienta.

Z obr. 1 je patrné, že wattmetr A sestává ze dvou bezkontaktních vakuových termoměrů Tm 1, Tm 2 (nepřímě zahříváný termoelektrický článek), odporů R_1 , R_2 a z vazebního obvodu 2 s pravoúhlou hysterézní smyčkou jádra, zajišťující elektrickou a magnetickou vazbu obvodů wattmetru na napěťovou přípojnici X vazebního obvodu 1. Platí, že výstupní napětí wattmetru U_{12} je úměrné

odpor je prakticky konstantní a ztrátový výkon je závislý na procházejícím proudu. Aby hodnota ztrátového výkonu nebyla v údaji měřidla wattmetru obsažena, je přístroj vybaven korekčním obvodem. V principu jde o aperiodický elektrostatičtý stíněný závit L_a , který je napojen ke žhavení termoměříče Tm 3. Žhavicí proud termoměříče je úměrný proudu I v okruhu pacienta a úměrný proudu je i úbytek napětí U_{23} na odporu R_4 . Jak je patrné z obrázku, napětí U_{12} a U_{23} jsou opačného směru. Vychylka indikačního měřidla IM je úměrná rozdílu těchto napětí. Platí $\alpha = k(U_{12} - U_{23}) = K(P_c - P_z)$. Měřicí přístroj ukazuje přímo hodnotu pacientem pohlcovaného výkonu ve wattech [W] a celková chyba měření nepřesáhne 20 % při libovolné proceduře, různé velikosti elektrod, mezer mezi elektrodami a tkání, jakož i délce přípojných šňůr za předpokladu, že se potenciometrem R_4 provede základní nastavení měřidla.

Popsaný měřič pohlceného výkonu našel široké uplatnění v novém přístroji pro UKV-terapii „Ekran-2“, vyráběném moskevským závodem lékařských přístrojů. Perspektivně



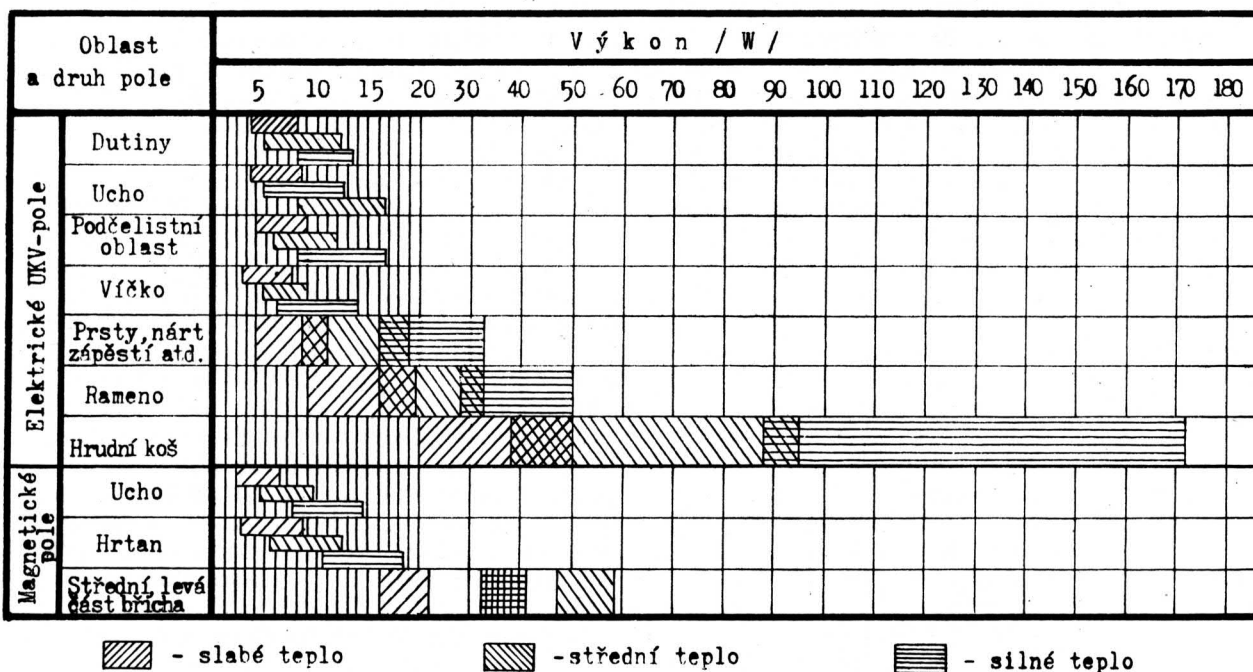
Obr. 1

celkovému procházejícímu činnému výkonu P_c , jestliže mají oba termoměříče Tm 1, Tm 2 stejnou kvadratickou charakteristiku a stejné fázové úhly koeficientů elektrické i magnetické vazby. Procházející výkon je oproti pacientem pohlcenému výkonu větší o ztrátový výkon P_z v okruhu pacienta. Jde zejména o ztráty v cívkách L_k , o vyzářený výkon z přípojných elektrod, zapojených do bodů „a–a“, částečně se na ztrátách podílí i dielektrikum C_k a mezera mezi tkání pacienta a elektrodou a ztráty v izolaci. Tak lze dojít k závěru, že ztrátový výkon lze s uspokojivou přesností vyjádřit jako součin celkového ztrátového odporu v obvodu pacienta a druhé mocniny procházejícího proudu. Celkový ztrátový odpor je složen z činného odporu cívek L_k a z vyzařovacího odporu ostatních elementů a přípojných šňůr v okruhu pacienta. Odtud plyne, že celkový ztrátový

se bude používat i v nových nebo modernizovaných zařízeních pro UKV-terapii.

Používání zařízení pro UKV-terapii, vybavených měřičem pohlceného výkonu, umožňuje stanovit kvantitativní kritéria dávkování při léčebných procedurách v klinické praxi a umožňuje přejít od definice neurčitěho dávkování jako „teplá dóza“ či „mírně teplá dóza“ k vymezení hodnot pohlceného výkonu ve wattech. Na základě rozsáhlých výzkumů a klinické zkušenosti je třeba stanovit optimální hodnotu pohlcovaného výkonu pro různé případy léčení a dále čas působení přístroje.

Především je nutno najít vztah mezi dávkováním současné klinické praxe, založeném na tepelných pocitech pacienta a pohlceným výkonem ve wattech. Za tímto účelem bylo v SSSR provedeno pomocí prototypu přístroje Ekran-2 2000 procedur. Analýze byli podro-

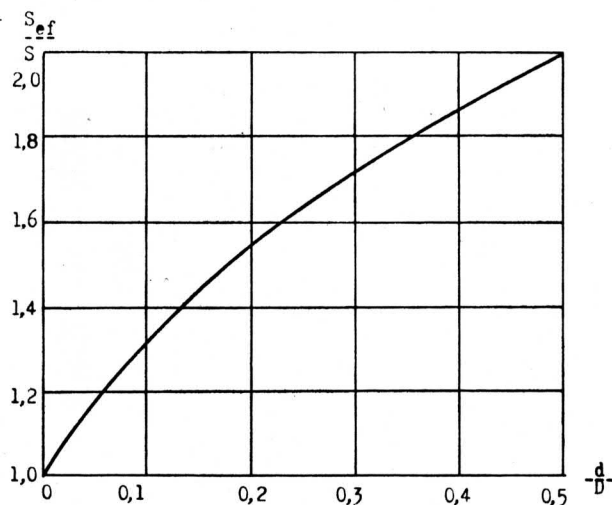


Obr. 2

beni jednak pacienti obojího pohlaví, kteří přijímali procedury podle rozhodnutí ošetřujícího lékaře, dále pak zdravý zdravotnický personál. Provádělo se deset různých typů procedur. Výsledky uvádí tabulka na obr. 2, kde jsou uvedeny hodnoty výkonů, odpovídající rozličným tepelným pocitům pacienta ve třístupňových limitech co do intenzity tepla. Je vždy vykreslena oblast mírného tepla, středního a silného tepla. Na základě diagramu je možno určit reálné hodnoty výkonů pohlcených ošetřovanou tkání při různých procedurách. Je zde možno např. vyčíslit, že optimum pohlceného výkonu v oblasti hlavy je do 10 W, působí-li se na hrudní koš, volí se 150 i více wattů.

Při vývoji nových zařízení pro UKV-terapii je možno volit potřebný výstupní výkon s ohledem na oblast funkčního využití daného přístroje.

Při statistickém zpracování výsledků provedené analýzy se zjistilo, že mezi stupněm tepelného pocitu pacienta a hodnotou hustoty výkonu, tj. hodnotou výkonu na jednotku plochy (udává se ve W/cm^2), existuje přesně vymezený korelační vztah. Při výpočtu výkonové hustoty platí vztah $p = P/S_{ef}$, kde p - je výkonová hustota (W/cm^2), P - je pohlcený výkon (W) a S_{ef} je efektivní plocha elektrody (cm^2). Efektivní plocha elektrody je díky krajovému efektu vždy o něco větší, než skutečná plocha S , jež je vymezena geometrickými rozměry elektrody. Přesně stanovit efektivní plochu je obtížné, proto je na obr. 3 vykreslen graf, který ji umožňuje s vyhovující přesností stanovit. Z grafu je patrné, že na ose úseček (horizontální osa) odečteme



Obr. 3

poměr velikosti vzduchové mezery mezi elektrodou a tkání pacienta k průměru elektrody, na ose pořadnic (vertikální osa) hodnotu koeficientu, jímž násobíme skutečnou plochu elektrody, chceme-li zjistit efektivní plochu S_{ef} . Je dobře patrné, že se zvětšující se vzduchovou mezerou se krajový efekt uplatní tím více, čím menší elektrody je použito.

Tabulka na obr. 4 uvádí obvyklé hodnoty výkonové hustoty, jež vyvolávají určitý stupeň pocitu tepla u pacientů.

Tab. 1

pocit tepla	slabé	střední	silné
p (W/cm^2)	0,2—0,4	0,4—0,6	0,6—0,8

Tak lze pomocí grafu na obr. 3 a tabulky na obr. 4 stanovit hodnotu výkonu potřebnou při provádění odlišných procedur UKV-terapie.

Poznatky získané rozsáhlým klinickým výzkumem umožňují postupně přejít od vžité metody dózování na základě tepelného pocitu pacienta k dávkování podle stanovené optimální hodnoty pohlceného výkonu. Je přirozené, že při stanovení dávkování je nezbytné respektovat i individuální reakci pacienta, přesto však kvantitativní kritérium pro stanovení dózy umožní značně zpřesnit hodnotu dózy příslušné procedury, a tím podstatně zvýšit efektivnost UKV-terapie.

Souhrn

1. Článek dokladuje, že je vypracována metoda a vyvinuto zařízení k nepřetržitému měření vf. výkonu, pohlcovaného léčenou tkání při různých typech procedur UKV-terapie.

2. Vyvinutý měřič pohlceného výkonu je zabudován do sériově vyráběného zařízení pro UKV-terapii Ekran-2. Výrobce je moskevský závod lékařských přístrojů.

3. Pomocí měřiče pohlceného výkonu byly rozsáhlým klinickým vyšetřením stanoveny reálné hodnoty pohlceného výkonu, vedoucí k max. efektivním výsledkům UKV-terapie různých typů procedur.

4. Byl stanoven vztah mezi stupněm pocitu tepla a hodnotou výkonové hustoty, jež umožňuje určit správnou hodnotu vf. výkonu širokého okruhu rozličných procedur UKV-terapie.

5. Výsledky klinického šetření umožňují přejít v klinické praxi od subjektivního určení potřebné dózy k objektivnímu dávkování. Navíc mohou být výhodně využity při vývoji nových zařízení pro UKV-terapii z hlediska stanovení správného požadavku na max. hodnotu výstupního výkonu zařízení v závislosti na jeho funkčním využití v klinické praxi.

Literatura

Jasnogorodskij, V. G. - Rumjancovová: Novinky v lékařské technice 1971.

Šeraševskij, O. V.: Zpracování metodiky a vývoj zařízení pro dozimetrii při UKV-terapii 1972.

Zpracovala: ing. Komárková
MNO-HT/ZS