

FYZIKÁLNÍ ZÁKLADY EXTRAKORPORÁLNÍ LITOTRYPSE

THE ESSENTIALS OF PHYSICS OF EXTRACORPOREAL SHOCK WAVE LITHOTRIPSY

Kamil Fógel

Urologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze

Došlo: 20. 10. 2009

Přijato: 2. 12. 2009

Kontaktní adresa

MUDr. Kamil Fógel

Urologická klinika 1. LF UK a VFN

Ke Karlovu 6, 12808 Praha 2

e-mail: kafogel@hotmail.com

Souhrn

Fógel K. Fyzikální základy extrakorporální litotrypse

Extrakorporální litotrypse (ESWL) využívá specifické akustické charakteristiky rázové vlny, které umožňují desintegraci močových konkrementů v močových cestách. Rázová vlna je akustická vlna vznikající ze zdroje, má variabilní frekvenci a vysokou energii. Dezintegrace konkrementu vzniká interakcí rázové vlny na rozhraní dvou rozdílných akustických prostředí. Při dezintegraci se uplatňují mechanismy spalace (tříštění), obvodové sevření, akustické kavitace a kompresivního zlomu. Metoda byla zavedena do urologické praxe v roce 1980 v Německu a od této doby si zasloužila postavení léčby první volby až u 90 % pacientů s urolitiázou.

Klíčová slova:

extrakorporální litotrypse, mechanismus účinku, fyzikální základy, rázová vlna.

Summary

Fógel K. The essentials of physics of extracorporeal shock wave lithotripsy

Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy (ESWL) utilizes a specific acoustic characteristics of a shock wave, which enables fragmentation of urinary stone. Shock wave is a acoustic wave generated by the shock wave source with high energy and variable frequency. Stone disintegration is caused by interaction of the shock between two acoustically different mediums. The main mechanisms of shock wave action is spallation, squeezing, acoustic cavitation and compression. This method was invented and introduced to the clinical practice in the early 1980s in Germany and from that time this method has earned it's position as a first-line treatment option in nearly 90% of patients with urinary stones.

Key words:

extracorporeal shock wave lithotripsy, mechanism of shock wave action, physics, shock wave.

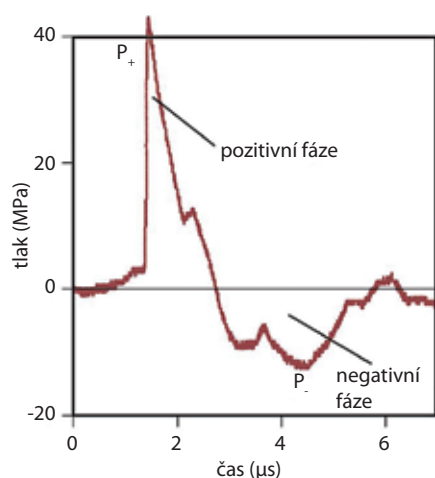
HISTORICKÝ ÚVOD

První historické záznamy o účincích rázové vlny pochází ze 2. světové války, kdy při pitvách utonulých vojáků, kteří ztroskotali na moři, byla pozorována četná poškození plic, zřejmě vlivem explozí bomb pod vodou. Objevení rázové vlny (RV) a její biologické využití se připisuje americkému vědci dr. Frankovi Rieberovi, který si v roce 1951 nechal patentovat objev elektrohydraulického generátoru rázové vlny, který využil v léčbě mozkových tumorů opic. Objev téměř upadl v zapomnutí. Až v roce 1966 technik v německé firmě Dornier se při provádění testů s projektily omylem dotkl kovové plotny, na kterou právě narazil projektil. Technik popisoval něco jako pocit elektrického výboje uvnitř těla, nicméně měření na plotně neprokázalo žádnou elektrickou aktivitu. Efekt byl připsán tehdy již známému jevu rázové vlny. To spustilo další výzkum, financovaný německým ministerstvem obrany. Spolupráce firmy Dornier s mnichovským týmem urologů pod vedením prof. Chaussyho vyústila do vývoje prvního, klinicky použitelného prototypu litotryptoru Dornier HM1 (Human Machine 1, Dornier MedTech Europe GmbH, Germering, Německo). První pacient s nefrolitiázou podstoupil 7. února 1980 historicky první litotrypsi na tomto přístroji. Po úspěchu prof. Chaussy se spolupracovníky publikovali své první sdělení o úspěchu nové metody v časopisu Lancet (1). Rok na to přichází verze přístroje HM2 a konečně v roce 1983 verze HM3, který se stal na dlouhé roky zlatým standardem, se kterým se později v studiích ostatní přístroje srovnávají. Dornier HM3 zahájil první generaci litotryptorů. V roce 1985 bylo hlášeno přes 50 000 úspěšných ESWL a v roce 1990 podstoupilo ESWL již 2 000 000 pacientů a bylo instalováno 450 přístrojů Dornier HM3 celosvětově. V České republice byla první ESWL provedena 13. dubna 1987 na Urologické klinice Všeobecné fakultní nemocnice a 1. LF UK v Praze. Je třeba zmínit i historický přínos českých autorů ve vývoji nového druhu generátoru rázové vlny a jeho prozatím experimentálního využití v léčbě zhoubných nádorů (2).

FYZIKÁLNÍ PRINCIP ESWL

Rázová vlna je z fyzikálního hlediska akustická vlna, která vzniká při pohybu objektu v hmot-

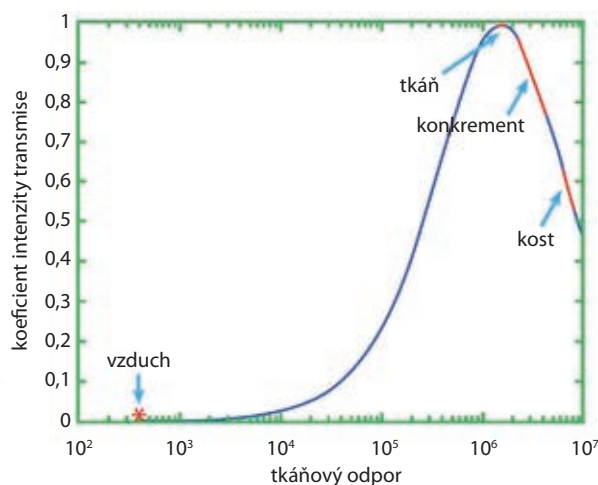
ném prostředí, kterým může být kapalina nebo vzduch. Tímto pohybem dochází k lokální kompresi (zhuštění) a současněmu zředění molekul prostředí. Při pohybu jedním směrem, se na čele objektu vytváří zóna komprese s pozitivní tlakovou charakteristikou a za ní zóna molekulárního zředění s podtlakem. Tak vzniká akustická vlna, která se šíří rychlostí závislou od vlastností média. V přírodě se setkáváme s tlakovou vlnou, které má vlastnosti rázové vlny – např. při explozích bomb nebo úderů blesku. Pro akustickou vlnu a její šíření je tedy nezbytnou podmínkou materiální médium na rozdíl od šíření elektromagnetického vlnění, které je tvořeno fotony a šíří se i ve vakuu (3). Průchod akustické vlny je charakterizován střídáním kompresní a podtlakové (tažné) vlny. Klasická akustická vlna má pravidelný, sinusoidální tvar křivky a známou vlnovou délku, danou její frekvencí, tedy rychlostí, jakou se střídá fáze komprese s fází podtlaku a je lineární (každý bod sinusoidální křivky se pohybuje stejnou rychlostí). Ne každá akustická vlna je ovšem vlnou rázovou. Akustická vlna, která vzniká vlivem vysoce energetického impulsu, ztrácí svojí linearitu (mění se tvar křivky), šíří se médiem vysokou rychlostí a po dosažení specifické vzdálenosti, která je určena vlastnostmi prostředí, se konečně transformuje na rázovou vlnu. Tuto vzdálenost fyzikálně definuje veličina šoková vzdálenost. Ta je závislá od řady fyzikálních veličin vlny a okolního prostředí. V běžném životě není většina zvukových vln schopna dosáhnout šokové vzdálenosti, protože zanikají dřív, než jí dosáhnou. U litotryptorů jsou fyzikální charakteristiky upraveny tak, že se rázová vlna formuje obvykle buď přímo v místě impulsu, nebo až ve vzdálenosti 10 cm od generátoru, v závislosti od technologie přístroje. Typická rázová vlna, měřená v ohnisku litotryptoru má charakteristický tvar (obr. 1). Křivku tvoří krátký pulz v trvání 5 μ s. Vlna začíná prudkou vzestupnou fází, kterou označujeme jako **šok**. Vznik šoku je extrémně rychlý, vzniká z méně než 5 ns a hodnoty tlaku dosahují v závislosti od druhu přístroje 40–110 MPa. Tlak následně klesá v průběhu 1 μ s na nulovou hodnotu a přechází do negativní fáze v trvání cca 3 μ s a negativním tlakem – 10 MPa. Tuto fázi již nepovažujeme za šok. Tvar křivky rázové vlny se zásadně mezi jednotlivými přístroji nemění, existují pouze výkyvy v amplitudě a prostorové distribuci RV. Akustická impedance je veličina, která určuje denzitu a akustickou rychlost

**Obr. 1**

Tvar křivky rázové vlny

Fig. 1

Waveform of the shock wave

(Převzato z Wein A, Kavoussi L, et al. Campbell-Walsh Urology, 9th ed., 2007)**Obr. 2**

Graf znázorňuje vztah tkáňového odporu (akustická impedance) a koeficientu intenzity transmise rázové vlny pro některé typy prostředí v organizmu

Fig. 2

Curve, showing the shock wave transmission coefficient as a function of the acoustic impedance for different medium

(Převzato ze Smith AD, Badlani GH, et al. Smith's Textbook of Endourology, 2nd ed., 2006)

konkrétního média, např. pro tkáň, vodu, kost nebo konkrement. Když akustická vlna narazí na prostředí s odlišnou impedancí, část vlny se vrací zpět do původního média (odražená vlna) a část vlny pokračuje v novém prostředí (progresivní vlna). Přejít mezi prostředím voda – tkáň – orgán je velmi účinný, bez signifikantní redukce tlakové amplitudy rázové vlny. V případě prostředí voda – konkrement činí ztráta energie asi 5–25 %, na rozhraní prostředí voda – kost představuje asi 50–60 % ztrátu energie. Prakticky k úplné ztrátě energie však dochází na rozhraní voda – vzduch (99,9 % energie) (3) (obr. 2). To je i důvodem, proč konkrementy nejsou zaměřovány přes plíce nebo střeva, ale je využíváno tzv. akustické okno solidní tkáň vymezené žebním obloukem, pánevní kostí a páteří, podobně jako je tomu v diagnostické ultrasonografii. Coupling (přenos RV od jejího zdroje do ohniska) musí tedy probíhat v prostředí s minimálními rozdíly v akustické impedanci. Voda bez bublinek vzduchu představuje optimální prostředí mezi zdrojem RV a tělem pacienta pro přenos rázové vlny s pouze cca 1 % ztrátou energie. Historicky prvním způsobem přenosu RV byly litotryptory s vodní lázní (Dornier HM1-HM3) (obr. 3 a 4). Pacient byl

uložen do vany s vodou tak, že mezi tělem a generátorem nebylo nic jiného než voda, která se kontinuálně odvzdušňovala. Nová generace litotryptorů přinesla koncept tzv. suché litotrypse, při které je zdroj RV integrovaný do terapeutické hlavičky vyplněné vodou a uzavřené tenkou silikonovou membránou, která se dostává do kontaktu s tělem pacienta pomocí kontaktního gelu nebo oleje. Voda v hlavičce kontinuálně cirkuluje a odvzdušňuje se, čímž se zabráňuje kumulaci negativně působících vzduchových bublin. Přesto, že toto řešení je pro klinické využití výhodnější, je v podstatě méně efektivní. Důvodem je jak gumová membrána, která tvoří další překážku šíření rázové vlny (i přes to, že akustická impedance pryžové membrány je velmi podobná tkáni a vodě) a množství bublinek vzduchu uvnitř kontaktního gelu mezi tělem a hlavičkou, kterých je prakticky nemožné se zbavit. V současnosti praktičnost a jednoduchá obsluha suchých litotryptorů jednoznačně převládá nad její technickou nevýhodou oproti vanovým přístrojům.

V klinické litotrypsi se uplatňují tři základní mechanismy generování rázové vlny:

1. Elektrohydraulický princip (EH) byl jako první využit v klinické praxi. Funguje na tech-

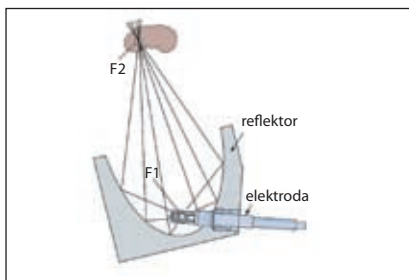
**Obr. 3***Litotryptor Dornier HM1***Fig. 3***Dornier HM1 lithotripter**(Zdroj: internet)***Obr. 4***Litotryptor Dornier HM3***Fig. 4***Dornier HM3 lithotripter**(Zdroj: internet)*

nologii „spark gap“ (obr. 5). Přechodem vysokonapětového elektrického proudu mezi dvěma hrotnatými elektrodami ve vodním prostředí vzniká výboj, který generuje vaporizační bublinu. Ta prudce expanduje a kolabuje, čímž vzniká v okolí tlaková vlna, která konverguje do ohniska odrazem z okolního elipsoidu. Tato technologie vytváří rázovou vlnu se všemi charakteristikami již ve zdroji (primárním ohnisku F1) a zůstává rázovou vlnou i před a po odrazu od reflektoru, čím se odlišuje od zbylých dvou druhů litotryptorů. U EH je fokusace RV kriticky závislá od polohy jiskry v ohnisku F1. Odklonění jiskry o několik milimetrů (např. špatnou kalibrací hrotů elektrod) vede k významnému zhoršení fokusace, prodloužení a rozšíření fokální zóny, což v konečném důsledku ovlivní výsledek ESWL. I při přesné kalibraci existuje určitá variabilita polohy jiskřiště, která vede k variacím amplitud rázových vln a posunům fokální zóny během litotryptse. Unikátní vlastností EH je to, že cílové ohnisko F2 je atakováno dvěma komponentami rázové vlny – odraženou RV od reflektoru s nižší amplitudou a druhou – přímou vlnou, která se šíří přímo z ohniska F1 a dosahuje F2 s 30 μ s předstihem. Zdá se, že přímá komponenta se významně spolupodílí na kavitaci konkrementu. Elektrody se u těchto přístrojů musí pravidelně měnit (životnost 6000–8000 impulzů). To někteří výrobci řeší uzavřením do kapsle naplněné solním roztokem, nicméně i takto upravené elektrody vykazují známky opotřebení.

2. Elektromagnetický princip (EM) (obr. 6) byl uveden do praxe v roce 1987. Proud

s vysokou voltáží, vznikající v kondenzátoru, probíhá plochou elektromagnetickou cívkou, čímž vzniká kolem cívky magnetické pole. To způsobuje protisměrnou deformaci protilehlé, opačně nabitě metalické membrány, která vede ke vzniku rázové vlny. Frekvence elektrických impulzů určuje frekvenci rázových vln, které jsou záhy akustickou čočkou přímo konvergovány do ohniskového bodu, jak je tomu u přístrojů firmy Dornier (Dornier MedTech Europe GmbH, Germering, Německo) a litotryptorů Siemens (Siemens AG, Erlangen, Německo), nebo vznikají na povrchu cylindrické membrány a následně se odráží od reflektoru tvaru paraboloidu s koncentrací v ohnisku, jak je tomu například u přístrojů firmy Storz (Storz Medical AG, Tägerwilen, Švýcarsko). Takto vznikající RV jsou co do vlastností homogennější než u EH přístrojů a tlakové variace vln nepřesahují 10 %. Na rozdíl od EH principu vzniká ve zdroji lineární akustická vlna, která není rázovou vlnou, ale má vlastnosti vysoce intenzivní ultrazvukové vlny, která se s vzdáleností mění na šok procesem nelineární distorze ještě před dosažením sekundárního ohniska. Další výhodou je, že EM litotryptor nevyžaduje častou výměnu elektrod, životnost EM generátoru je cca 600 000–1 000 000 impulzů.

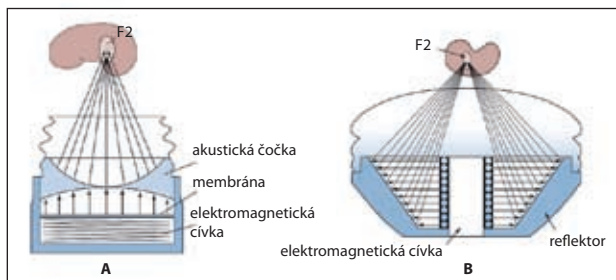
3. Piezoelektrický princip (PE) (obr. 7) spočívá v tom, že rázová vlna vzniká pohybem (deformací) piezoelektrických krystalů, umístěných v parabolickém zdroji přechodem elektrického proudu. RV se koncentrují přímo v ohnisku bez potřeby dalších reflektů-

**Obr. 5**

Elektrohydraulický princip generování rázové vlny

Fig. 5

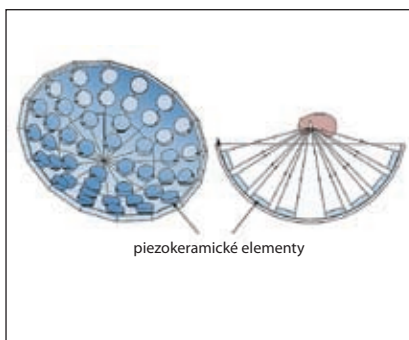
Electrohydraulic shock wave generator
(Převzato z Wein A, Kavoussi L, et al: Campbell-Walsh Urology, 9th ed., 2007)

**Obr. 6**

Elektromagnetický princip generování rázové vlny
A – litotryptory Dornier a Siemens; B – litotryptory Storz

Fig. 6

Electromagnetic shock wave generator
A – Dornier, Siemens lithotripters; B – Storz lithotripter
(Převzato z Wein A, Kavoussi L, et al: Campbell-Walsh Urology, 9th ed., 2007)

**Obr. 7**

Piezoelektrický princip generování rázové vlny

Fig. 7

Piezoelectric shock wave generator
(Převzato z Wein A, Kavoussi L, et al: Campbell-Walsh Urology, 9th ed., 2007)

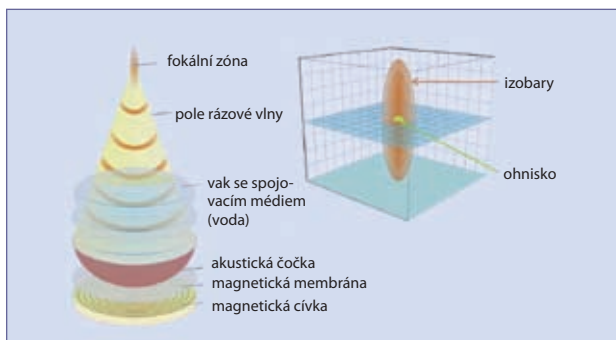
**Obr. 8**

Schéma fokální zóny elektromagnetického litotryptoru

Fig. 8

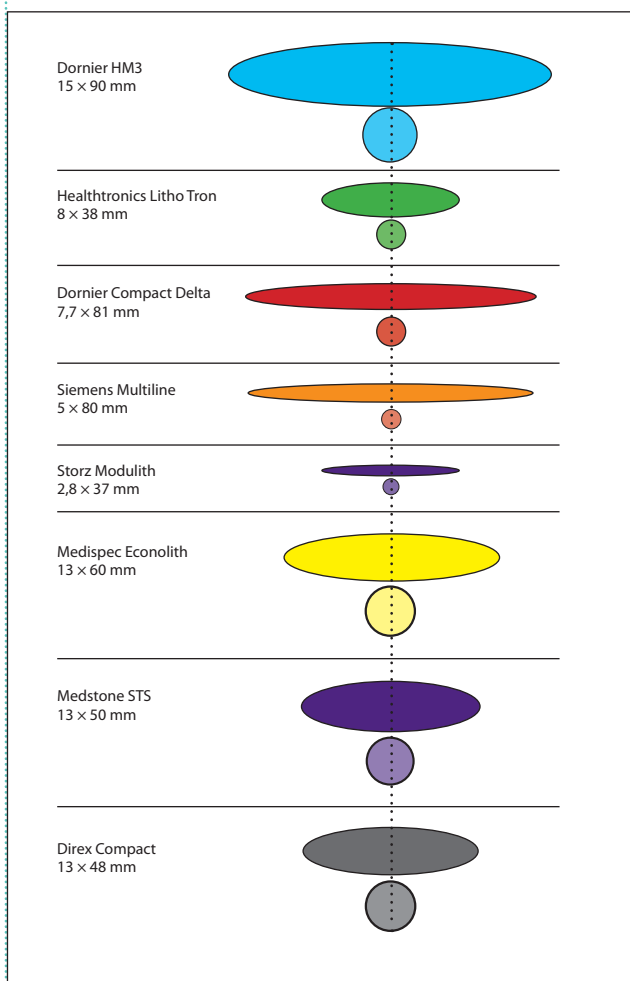
The illustration of the focal zone in electromagnetic lithotripter
(Zdroj: internet)

rů. Podobně jako EM, i takto generovaná RV vzniká nejprve jako akustický impulz, který se šířením transformuje na rázovou vlnu. Stejně tak je tlakové spektrum homogenní. Specifikem PE principu je jakási doznívající oscilace, která může přetrvávat až 15 μ s po vlastní RV. Předpokládá se její vztah ke kavitaci v ohnisku.

Kuwaraha et al. v roce 1987 představil čtvrtý typ přístroje, který pracoval na principu mikroexplozí kapslí azidu olova v parabolickém reflektoru (4). Tento přístroj se ovšem nedočkal komerčního využití pro problémy s nakládáním a uskladňováním nestabilní sloučeniny olova.

Podmínkou účinnosti RV je její fokusace (koncentrace do co nejmenšího objemu s vel-

kými tlaky a minimálním rozptylem do okolní tkáně). K tomu jsou využívány akustické čočky, reflektory nebo parabolické zdroje. Bez ohledu na způsob fokusace jsou ovšem fyzikální vlastnosti ohniska podobné u všech litotryptorů. Ideální ohnisko je bod, do kterého se koncentruje veškerá energie. Fyzikální charakteristiky šíření RV ovšem nedovolují její koncentraci do bodu díky fyzikálnímu fenoménu difrakce. To znamená, že i když v konkrétním bodě prostoru existují maximální hodnoty tlaku, je kolem tohoto bodu vytvořený další prostor, ve kterém se nacházejí submaximální hodnoty tlaku. Fyzikálně je tento prostor definován jako objem, ve kterém jsou naměřené hodnoty tlaků alespoň 50 % hodnot maxima tlaku rázové



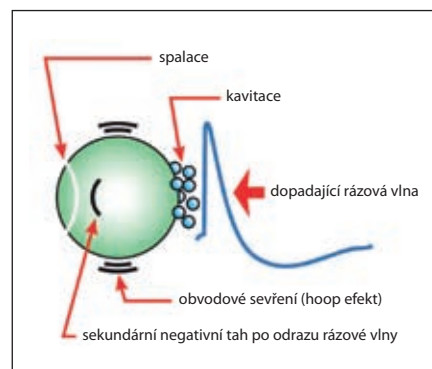
Obr. 9

Rozměry a tvar fokální zóny u vybraných litotryptorů

Fig. 9

Comparison of the focal zones of selected lithotripters

(Převzato z Moor RG, Bishoff JT, et al. Minimally Invasive Urologic Surgery, 2005)



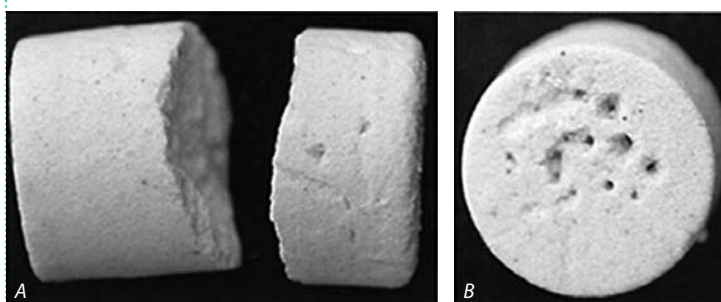
Obr. 10

Schematické znázornění mechanismu desintegrace konkrementu rázovou vlnou

Fig. 10

Mechanism of shock wave action on urinary stone

(Převzato ze Smith AD, Badlani GH, et al. Smith's Textbook of Endourology, 2nd ed., 2006)



Obr. 11

Účinky rázové vlny na umělém konkrementu (in vitro test)

A – následek obvodového sevření; B – následek kavitace

Fig. 11

Artificial stone showing damage characteristics of two mechanisms of shock wave action

A – failure caused by spallation; B – effect of the cavitation forces

(Převzato z Moor RG, Bishoff JT, et al. Minimally Invasive Urologic Surgery, 2005)

vlny (5). Tento třírozměrný prostor označujeme jako fokální zóna (FZ) (6) (obr. 8). Teoreticky, kdyby se zvuková vlna šířila ze všech směrů do jednoho ohniska, rozměr FZ by odpovídal její vlnové délce, ovšem v litotrypsi, při které se RV šíří po odrazu stejným směrem do ohniska, vytváří FZ s rozměry i několik desítek milimetrů. FZ má tvar elipsoidu s největším rozměrem podél osy směřování RV. Délka a šířka FZ závisí od třech parametrů litotryptoru: 1. průměru paraboloidu (apertury), 2. fokální vzdálenosti (FVz, vzdálenost od roviny apertury k sekundárnímu ohnisku a 3. frekvence rázové vlny. Je důležité si uvědomit rozdíl mezi fokální vzdáleností a délkou fokální zóny. Fokální zóna se stává širší a delší s klesajícím průměrem paraboloidu a prodlužující se fokální vzdáleností (3). Vlastnosti fokální zóny se výrazně liší mezi jednotlivými přístroji (obr. 9). Například u přístroje Dornier HM3 je udáváný maximální tlak 40 MPa při energii 20 kV a rozměry FZ jsou 12 × 60 mm. Naproti tomu, litotryptor Storz Modulith dosahuje maximální tlak až 110 MPa při úrovni energie 9 a FZ má rozměry jen 4 × 35 mm. Piezoelektrické litotryptory dosahují tlaku 80 MPa a rozměry FZ 3 × 20 mm. Platí, že všechny přístroje s užší FZ mají zároveň i vyšší cílové tlaky v ohnisku. Malé objemy FZ mají u třetí generace litotryptorů za následek horší klinické výsledky a vyšší prevalenci komplikací po ESWL v porovnání s přístroji první generace, jmenovitě u Dornier HM3 (7–8). Bylo prokázáno, že úspěšnost fragmentace konkrementu nekoreluje s výkonností litotryptoru, zejména s hodnotami tlaku v ohnisku (9).

MECHANISMUS ÚČINKU RÁZOVÉ VLNY

Při přechodu rázové vlny z tkáně (moče) na konkrement se energie RV rozděluje na dvě složky: na vlnu longitudinální, která pokračuje v konkrementu v původním směru dopadu a na složku transversální, která se propaguje do stran. Podíl těchto složek je závislý od akustických vlastností konkrementu a úhlu dopadu RV. Při kolmém dopadu se většina energie RV transformuje do longitudinální vlny, přičemž platí, že čím menší je úhel dopadu, tím větší je podíl transversální komponenty, která ale nepůsobuje kompresi a ředění prostředí.

Při dezintegraci konkrementu se uplatňují čtyři základní mechanismy: kompresivní zlom, tříštění,

sevrění a akustická kavitace (obr. 10). Dezintegrace kompresivním zlomem je závislá od maximálního pozitivního tlaku rázové vlny. Pozitivní komponenta RV vytváří uvnitř konkrementu kompresi, následně negativní (podtlaková) část RV má vlastní dezintegrační účinnost, které se projevuje efektem tahu. Tříštění (spalace), známa též jako Hopkinsonův efekt, je jev, kdy se kompresivní vlna odráží od míst s rozličným akustickým odporem, zejména na distálním konci konkrementu, který je ve styku s tekutinou (moč). Původně pozitivní tlak vlny se odrazem negativizuje a přidává se k negativní vlně. Takto sumovaný negativní tlak vede k tahovým silám, na které je konkrement obzvláště citlivý. Spalace je závislá od tvaru a velikosti konkrementu. Bylo pozorováno, že u menších a tvarem nepravidelných konkrementů se tento efekt neuplatňuje (10). Obvodové sevrění jako alternativní mechanismus se vysvětluje působením síly kolmé na osu šíření rázové vlny (příčné drcení). Tento tzv. hoop efekt se rovněž zakládá na vlastnostech šíření RV v odlišných akustických prostředích. Rozdíl v rychlosti RV uvnitř konkrementu a RV, které obkružují konkrement a šíří se v moči vede k obvodovému sevrění. Uplatňuje se u konkrementů, kterých objem je menší než průměr ohniska F2 litotryptoru (11). Nejkomplexnějším mechanismem je akustická kavitace. Je to fyzikální jev, při kterém následkem průchodu rázové vlny ve fázi zředění dochází k formování vakuových bublin. Kavitační bublina je zpočátku vyplněna vakuem, později do ní mohou difundovat plyny z okolní kapaliny. Bubliny narůstají v negativní fázi rázové vlny při tlaku -10 až -20 MPa a progresivně se zvětšují. Při vymizení podtlaku, který kavitaci vytvořil, bublina kolabuje. Jejich zánik je natolik rychlý a energický, že kolem bublin vznikají další sekundární rázové vlny (tzv. *cavitation microjet*). Dosah těchto mikrovln je až do 1 mm a zrychlení dosahuje 22 m/s až 800 m/s. Pokud se *microjet* nachází v těsné blízkosti konkrementu, jeho povrch se vlivem těchto sil narušuje a eroduje. Sekundární RV se šíří dál dovnitř, kde působí jako klasická rázová vlna (12) (obr. 11). Kavitace se nejvýrazněji uplatňuje zejména na proximální straně konkrementu. Akustická kavitace se popisuje i jako hlavní mechanismus poškození tkání organismu při extrakorporální litotrypsi. Je známo, že kavitace vzniká ve vodním prostředí, a tedy i v krvi. Je tedy velmi pravděpodobné, že komplikace (tkáňové poškození) ESWL jsou způsobeny primárně cévními lézemi, které doprovází krvácení nebo sekundární tkáňová ischémie při vazokonstrikční odpovědi indukované rázovou vlnou (13).

ZÁVĚR

Extrakorporální litotrypse je jedinečným příkladem úspěšné aplikace technického objevu do klinické medicíny. Urologie jako první využila tohoto objevu, který je dnes již nepostrádatelnou součástí každodenní praxe. V průběhu času si aplikace rázové vlny našla své uplatnění v jiných oborech medicíny, zejména v ortopedii, gastroenterologii a nově i v kardiologii. I přesto, že ESWL letos slaví své třicáté výročí v urologii, za tuto dobu jsme se nedočkali výrazného pokroku v efektivitě a bezpečnosti litotryptorů.

Veškeré nové přístroje třetí generace jsou sice technologicky moderní, mobilní a uživatelsky jednodušší jak pro pacienty, tak pro obsluhu, často nevyžadují téměř žádnou analgezii, ovšem i přesto se v praxi žádný z nich nestal novým zlatým standardem. Zdá se, že inspirace je nutné čerpat z vlastností starých litotryptorů první generace, podle kterých již dnes vznikají přístroje s podobnými vlastnostmi a jejich první klinické výsledky vypadají slibně (14). To, co ještě pořád není zcela pochopeno v této oblasti a bude vyžadovat další výzkum, je mechanismus a biologické účinky rázové vlny.

LITERATURA

1. **Chaussy C, Brendel W, Schmiedt E.** Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. *Lancet* 1980; 2: 1265–1268.
2. **Benes J, Sunka P, Kralova J, Kaspar J, Pouckova P.** Biological effects of two successive shock waves focused on liver tissues and melanoma cells. *Physiol Res* 2007; 56(Suppl 1): S1–S4.
3. **Cleveland RO, McAteer JA.** The Physics of Shock Wave Lithotripsy. In: Smith AD, Badlani G, Bagley D, Clayman R, others a eds, *Smith's Textbook Of Endourology*. Hamilton-London: BC Decker Inc 2006; 317–332.
4. **Kuwahara M, Kambe K, Kurosu S, et al.** Clinical application of extracorporeal shock wave lithotripsy using microexplosions. *J Urol* 1987; 137: 837–840.
5. IEC61846, *Ultrasonics – Pressure pulse lithotriptors – Characteristics of fields*, T. Ultrasonics, Editor 1998.
6. **Danuser H, Muller R, Descoeudres B, Dobry E, Studer UE.** Extracorporeal shock wave lithotripsy of lower calyx calculi: how much is treatment outcome influenced by the anatomy of the collecting system? *Eur Urol* 2007; 52: 539–546.
7. **Evan AP, Lynn WR.** Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy: Complications. In: Smith AD ed, *Smith's Textbook of Endourology*. Hamilton – London: BC Decker Inc.; 2006: 353–362.
8. **Tan EC, Tung KH, Foo KT.** Comparative studies of extracorporeal shock wave lithotripsy by Dornier HM3, EDAP LT 01 and Sonolith 2000 devices. *J Urol* 1991; 146: 294–297.
9. **Kerbl K, Rehman J, Landman J, et al.** Current management of urolithiasis: progress or regress? *J Endourol* 2002; 16: 281–288.
10. **Sass W, Braunlich M, Dreyer HP, et al.** The mechanisms of stone disintegration by shock waves. *Ultrasound Med Biol* 1991; 17: 239–243.
11. **Eisenmenger W.** The mechanisms of stone fragmentation in ESWL. *Ultrasound Med Biol* 2001; 27: 683–693.
12. **Coleman AJ, Saunders JE, Crum LA, Dyson M.** Acoustic cavitation generated by an extracorporeal shockwave lithotripter. *Ultrasound Med Biol* 1987; 13: 69–76.
13. **Willis LR, Evan AP, Connors BA, et al.** Relationship between kidney size, renal injury, and renal impairment induced by shock wave lithotripsy. *J Am Soc Nephrol* 1999; 10: 1753–1762.
14. **Eisenmenger W, Du XX, Tang C, et al.** The first clinical results of „wide-focus and low-pressure“ ESWL. *Ultrasound Med Biol* 2002; 28: 769–774.