proLékaře.cz | 21.11.2020

DENTÁLNÍ KERAMIKA – MECHANICKÉ VLASTNOSTI

Přehledový článek

DENTAL CERAMICS – MECHANICAL PROPERTIES

Review

Hynková K.[1, 2], Voborná I.[1]
[1]Klinika zubního lékařství, Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci, a Fakultní nemocnice Olomouc
[2]Asklepion – Institut klinické a estetické medicíny, Praha

SOUHRN

Úvod a cíl: Keramika je směs anorganických nekovových materiálů. Její historie je datována již od paleolitu. Využívá se například k výrobě šperků, nádobí, ve stavebním průmyslu, v sochařství a samozřejmě i v zubním lékařství. Keramika je tvrdá, pevná, termicky i elektricky nevodivá, ale je především také estetická. Z důvodu zvyšujících se nároků pacientů na krásný a přirozený úsměv je keramika velmi dobrou volbou při zhotovování estetických protetických prací. Dentální keramika totiž velmi dobře opticky napodobuje tvrdé zubní tkáně, dentin a sklovinu. Proto se dentální keramika stala běžně používaným materiálem v zubních laboratořích. Využívá se ke zhotovení celokeramických, metalokeramických a jádrových korunek či můstků, inlejí, onlejí, estetických faset až po fixtury a suprakonstrukce dentálních implantátů.

Ve výběru dentální keramiky pro požadovanou keramickou práci by neměla figurovat jen estetika budoucí keramické práce, ale důležité je brát v úvahu také mechanické vlastnosti keramiky. Žvýkací síly v ústní dutině se zvětšují směrem od frontálního do laterálního úseku, naopak požadavky na estetiku v tomto směru klesají. Keramika, která je vhodným řešením ve frontálním úseku, nemusí být nutně vhodná do laterálního úseku a naopak.

Proto je předmětem našeho sdělení přiblížit, porovnat a klasifikovat některé mechanické vlastnosti keramických materiálů využívaných v zubním lékařství.

Metodika: Pro odborné sdělení zaměřené na mechanické vlastnosti keramiky jsme čerpaly údaje z odborných knih a z literatury zabývající se danou tematikou dostupné v databázi PubMed. Tyto studie byly následně kriticky hodnoceny pro potřeby odborného sdělení.

Závěr: Znalost mechanických vlastností dentálních materiálů je klíčová. Díky této znalosti může stomatolog zvolit vhodný materiál, který nejlépe splňuje konkrétní požadavky pro danou práci. Neznalost těchto vlastností může na druhou stranu vést k neuspokojivému výsledku až selhání práce.

Klíčová slova: dentální keramika, mechanické vlastnosti, pevnost, tvrdost, křehkost

SUMMARY

Introduction, aim: Ceramic is a mixture of inorganic non-metallic materials. The history of the ceramic is dated since Paleolithic age. It is used, for example for production of jewelry, dishes, the construction industry, sculpturing and of course in dentistry. Ceramic is hard, strong, thermal and electrical nonconductive and it has an aesthetic appearance. Due to increasing patient's demands for beautiful and natural smile, the ceramic is a good choice for this aesthetics work. The ceramic mimics very well the optical features of hard dental tissues such as enamel and dentin. Therefore, ceramic becomes a material, which is used every day in dental labs. It is used for production of all-ceramic, porcelain fused to metal (PFM), and core crowns or bridges, inlays, onlays, aesthetic veneers, and also fixtures and supra-constructions of dental implants.

The selection of ceramic for the required ceramic work should not only include the aesthetics of the future ceramic work, it is also important to consider mechanical properties of the ceramic. Occlusion forces increase in the oral cavity from frontal to lateral segment while the demands for aesthetics decrease in this direction. The ceramics which is a suitable solution for frontal segment, might not be suitable for lateral segment and vice versa.

That is why the objective of our paper is to describe, compare and classify some mechanical properties of ceramic used in dentistry.

Methods: For our review focused on mechanical properties of ceramics we collected the relevant data from specialized books and literature dealing with the topic of ceramic available in the PubMed database. These studies were critically evaluated for this review.

Conclusion: The knowledge of mechanical properties of dental ceramic is crucial. Thanks to this knowledge, dentist can choose suitable material, which best meets specific requirements for dental restoration. On the other hand, the ignorance can lead to unsatisfactory results up to failure of dental restoration.

Key words: dental ceramics, mechanical properties, strength, hardness, brittleness

Hynková K, Voborná I.
Dentální keramika – mechanické vlastnosti.
Čes stomatol Prakt zubní lék. 2022; 122(3): 87–94. doi 10.51479/cspzl.2022.007

prolékaře.cz | 21.11.2026

ÚVOD

Slovo keramika pochází z řeckého slova „keram, keramos“, které lze do češtiny přeložit, jako „hrnčíř či hrnčířství“ [1]. Ve stomatologii se setkáváme s pojmem keramika a taktéž pojmem porcelán, který je nepřesným označením pro dentální keramiku s vysokým obsahem skelné fáze, tedy se jedná o jakési odlišení keramiky více estetické od keramiky méně estetické s vyšší mechanickou odolností [2]. Slovo porcelán pochází z 13. století, kdy Marco Polo použil pro nejlepší vyjádření charakteristik čínského porcelánu slovo „mušle“, italsky porcellana [3].

Historie keramiky jako takové sahá již do doby paleolitu, 28 000 let před naším letopočtem, ze které je datován nález Věstonické venuše, nejstarší známé keramické sošky na světě. V průběhu staletí se zvyšovalo využití keramiky a také se měnilo její chemické složení a typy výrobních procesů. V 7. století našeho letopočtu již byl znám čínský porcelán. Veliký zájem o porcelán nastal v Evropě v období 17. století. Pro vhodné estetické vlastnosti se začalo využívat porcelánu i v zubním lékařství. První keramickou protézu zhotovil v roce 1774 v Paříži Alexis Duchateau a Dubois de Che´mant [1, 4].

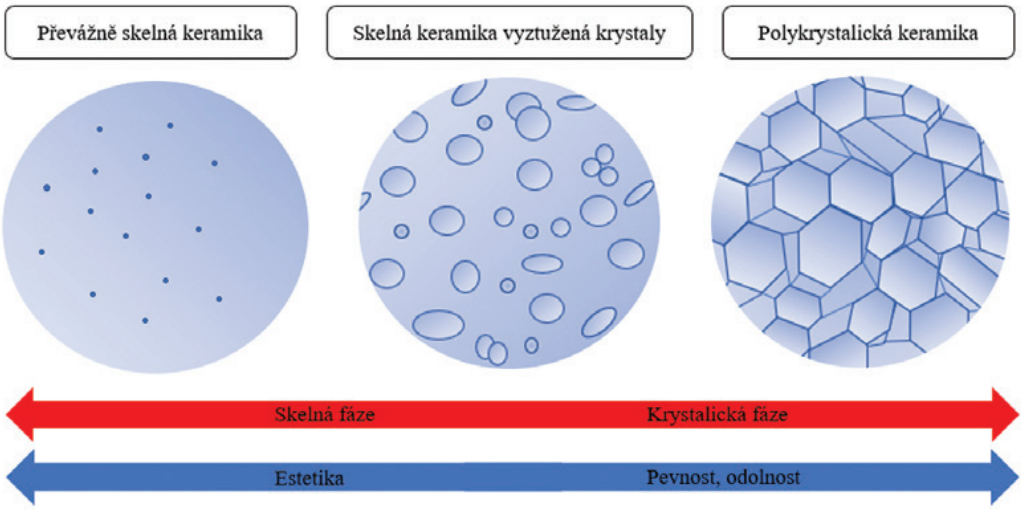
Keramika je anorganický materiál, jehož skupiny oxidů a atomy molekul jsou spojeny pomocí kovalentních či iontových vazeb [5, 6]. Řadíme ji k hlavním dentálním materiálům, ze kterých lze zhotovit definitivní rekonstrukci. Výhodou dentální keramiky je, že výborně opticky napodobuje tvrdé zubní tkáně, dále její biokompatibilita, estetika, mechanická pevnost a chemická odolnost. Mezi nevýhody dentální keramiky se řadí vysoká tvrdost a s ní související možnost abraze antagonistů, dále křehkost a v neposlední řadě vysoká cena keramické náhrady, z důvodu časově i technicky náročného výrobního procesu [2, 7]. Křehkému materiálu, jako je dentální keramika, chybí vlastnosti typické pro kovy, například houževnatost a tvárnost [8].

V dnešní době rozvoje vědy a moderních technologií na trhu přibývá velké množství keramických hmot, naopak některé keramické hmoty zase z trhu mizí – proto někdy mohou být klasifikace keramik pro zubní lékaře poněkud zmatečné a zneklidňující. Dentální keramiku můžeme dělit snadno podle výrobního procesu, použití, ale také podle mikrostruktury (či poměru skelné a krystalické fáze).

Na základě poměru skelné a krystalické fáze dělíme dentální keramiku do tří základních skupin: 1. převážně skelná keramika, 2. skelná keramika vyztužená krystaly a 3. polykrystalická keramika **(obr. 1)** [2, 4].

Keramika převážně skelná působí z důvodu velkého množství skelné fáze velmi esteticky. Světlo dopadající na keramickou rekonstrukci je částečně odraženo, pohlceno či propuštěno, a konstrukce se tak jeví translucentní (průhledná). Nejlépe tak napodobuje optické vlastnosti skloviny a dentinu, a proto se využívá jako fasetovací materiál estetických rekonstrukcí chrupu.

Keramika polykrystalická obsahuje pouze krystalickou fázi. Krystaly jsou uspořádané těsně vedle sebe, bez přítomnosti skelné fáze. S množstvím krystalické fáze se zvyšuje odolnost a pevnost materiálu, zatímco estetika v porovnání s předchozí dentální keramikou klesá. Dopadající světlo je odraženo či pohlceno, a proto se keramická náhrada z tohoto materiálu jeví opaknì (neprůhledná) [4].



Obr. 1
Dělení dentální keramiky podle obsahu skelné a krystalické fáze

Fig. 1
Classification of dental ceramic based on glass and crystal phase content

proLékaře.cz | 21.11.2020

Z poměru skelné a krystalické fáze můžeme odvodit nejen optické vlastnosti [1, 3, 6], ale i vlastnosti mechanické, kdy s měnícím se poměrem krystalické/skelné fáze dentální keramiky dochází ke změně mechanických vlastností, jako je pevnost, tvrdost a křehkost.

Cílem tohoto přehledového článku bylo shrnout základní mechanické vlastnosti dentální keramiky, dostupné v nynější literatuře.

METODIKA

Pro tento přehledový článek byly vyhledány studie v anglickém jazyce za pomoci klíčových slov (dental ceramics, mechanical properties, strength, hardness, brittleness). Vyhledávání proběhlo v databázi PubMed a ve zdrojích tuzemské literatury. Další literatura byla identifikována autory vyhledáváním referencí článků vybraných prostřednictvím procesu elektronického vyhledávání. Byly vybrány studie především z časopisů s impakt faktorem, vydaných v rozmezí let 2000 až 2020. Z důvodu citování původní literatury je několik publikací z 90. let minulého století.

MECHANICKÉ VLASTNOSTI DENTÁLNÍ KERAMIKY

Mechanické vlastnosti vyjadřují schopnost materiálu odolávat mechanickému namáhání [8]. K popisu mechanických vlastností materiálů se obecně používá křivka napětí a deformace [9]. Osa y vyjadřuje sílu působící na plochu (napětí) a osa x znázorňuje deformaci materiálu při působení této síly.

Křivku můžeme rozdělit na dva úseky, a to na úsek deformace elastické a plastické **(obr. 2).**

Elastická deformace materiálu je definována jako stav dočasný. Při působení vnějších sil na materiál dochází k posunu atomu z rovnovážné polohy, navenek se projevující jako změna tvaru tělesa. Je to ale proces vratný, protože po odstranění působení vnější síly se tvar tělesa vrátí do původního stavu **(obr. 3)** [8]. Jejím limitem je mez elasticity, která je definována jako maximální možné napětí, při němž ještě nedojde k plastické trvalé deformaci. Pro lineárně elastický materiál je mez elasticity shodná s mezí úměrnosti [6]. Keramické materiály jsou typicky lineárně elastické [10]. Za mezí elasticity začíná zóna plastické deformace.

Plastická deformace je definována jako trvalá změna tvaru tělesa, která přetrvává i po odstranění působení vnější síly **(obr. 3)** [6]. Křehký materiál nepodléhá výrazně viditelné plastické deformaci v porovnání s tažnými materiály, jako jsou kovy.

Na modelové křivce napětí – deformace hypotetického křehkého a tažného materiálu jsou znázorněny základní body **(obr. 2)**.

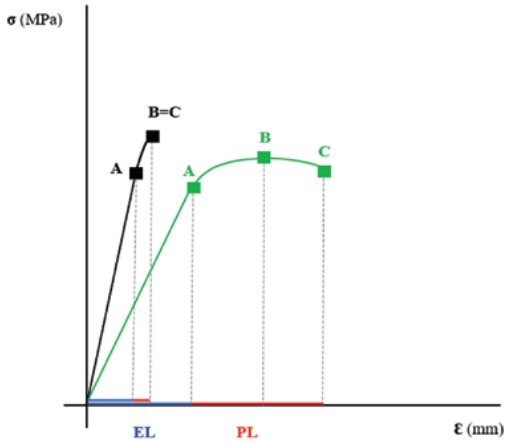
Bod A – mez úměrnosti (proportional limit) je hranice, do které je platný Hookův zákon, kde napětí je lineárně úměrné deformaci materiálů [11]. Jak již bylo řečeno, u lineárně elastických materiálů je mez úměrnosti totožná s mezí elasticity [6, 10].

Často je těžké přesně určit proporční limit, proto se někdy udává mez kluzu.

Mez kluzu (yield point) je napětí, při kterém dochází k trvalým deformacím. Tento přechod od elastických k plastickým změnám není u většiny materiálů výrazně patrný, proto se často používá smluvní mez kluzu. Smluvní mez kluzu je napětí, při kterém poměrná plastická deformace dosáhne předepsané hodnoty, například 0,2 % trvalé deformace.

Bod B – mez pevnosti (ultimate strength) je maximální napětí, kterému materiál odolává předtím, než dojde k jeho selhání [6]. Podle toho, jakou zkoušku pevnosti používáme, pak mez pevnosti může být nazývána jako maximální pevnost v ohybu, tlaku, tahu atd.

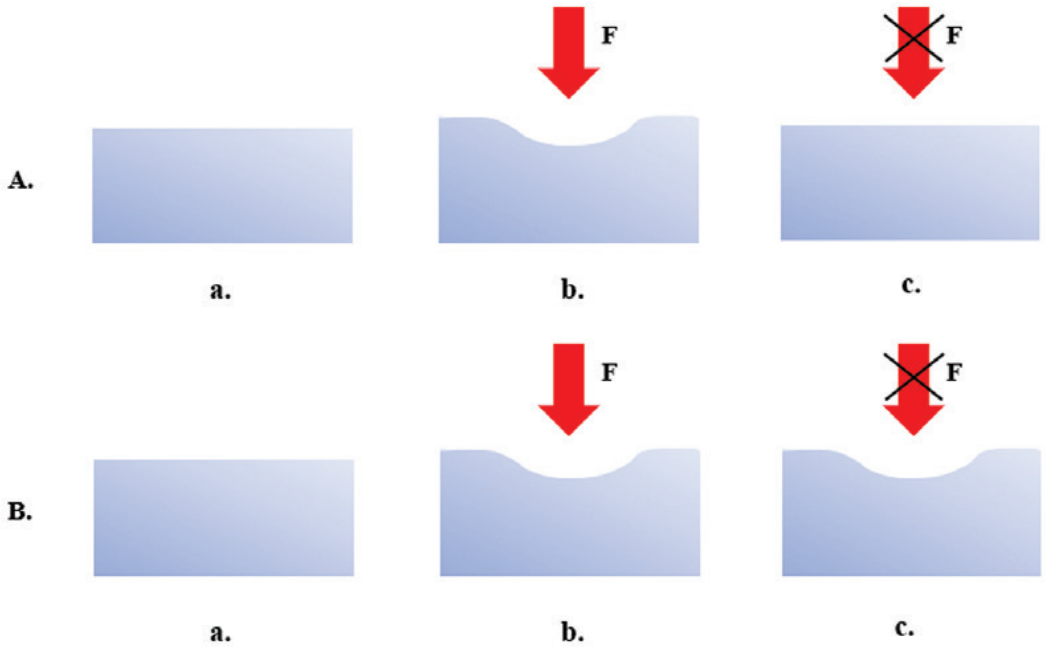
Bod C – lomové napětí (fracture strength) je napětí, při kterém dochází k selhání (fraktuře) materiálu. U křehkého materiálu dochází k jeho selhání při maximálním zatížení. Tudíž na křivce napětí-deformace křehkého materiálu jsou tyto body totožné. U materiálů tažných (ductility), jako jsou kovy či slitiny, se body lomového napětí a meze pevnosti liší. U tažných materiálů nemusí být lomové napětí nutně maximální hodnotou [6]. Po působení maximální síly působící na těleso, vzniká výrazné zaškrcení průřezu tažného materiálu, dochází k tzv. tvorbě krčku (necking) a až pak dojde k přetržení, tzv. vznikne tvárný lom.



Obr. 2
Křivka napětí a deformace
Křivka napětí (σ) – deformace (ε) hypotetického materiálu, kde σ je napětí působící na materiál, ε je deformace materiálu.
Červený úsek znázorňuje elastickou deformaci.
Modrý úsek znázorňuje plastickou deformaci.
Bod A – mez úměrnosti,
B – mez pevnosti,
C – lomové napětí.
Upraveno podle [6].

Fig. 2
Stress-strain curve
Stress (σ) – strain (ε) curve of hypothetic material, where σ is the stress applied to the material, ε is the material deformation.
The red section shows elastic deformation.
The blue section shows plastic deformation.
Point A – proportional limit,
B – ultimate stress,
C – failure stress.
Adjusted from [6].

prolékaře.cz | 21.11.2026



Obr. 3
Elastická a plastická deformace
A. Znázornění elastické deformace;
a – vzorek testovaného materiálu,
b – síla působící na vzorek způsobující deformaci,
c – po odstranění působící síly se těleso vrátí do původního stavu před deformací.
B. Znázornění plastické deformace;
a – vzorek testovaného materiálu,
b – síla působící na vzorek způsobující deformaci,
c – po odstranění působící síly přetrvává trvalá deformace materiálu.

Fig. 3
Elastic and plastic deformation
A. Description of elastic deformation;
a – sample of testing material,
b – the force acting on sample causes deformation,
c – after removal of the applied force, the body returns to its original state before deformation.
B. Description of plastic deformation;
a – sample of testing material,
b – the force acting on sample causes deformation,
c – after removal of applied force, permanent deformation of the material persists.

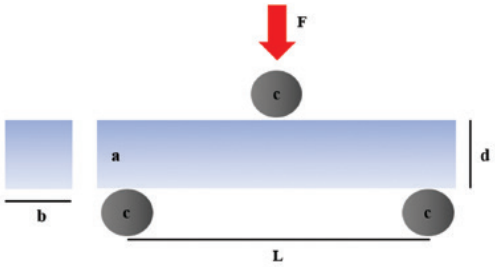
Pevnost a lomová houževnatost

Při procesu žvýkání u dospělého jedince jsou keramické rekonstrukce v ústní dutině neustále zatěžovány žvýkacími silami v rozmezí od 150 N ve frontálním úseku do 800 N v laterálním úseku. Aby mohl keramický materiál odolávat těmto silám, musí být pevný [6, 12]. Mírou odolnosti materiálu je tedy pevnost [7].

Pevnost je definovaná jako schopnost materiálu odolávat vnějším silám, které se snaží deformovat a porušit materiálovou celistvost [12].

U materiálů křehkých, jako je keramika, je mez pevnosti stejná jako lomové napětí [6]. To znamená, že materiál praskne při maximálním zatížení.

U keramických a křehkých materiálů se měří nejčastěji pevnost v ohybu (flexular strength). Pro dané měření se využívá zkouška pevnosti při uniaxiálním ohybu (tříbodový ohybový test) či při biaxiálním ohybu (ball on ring metoda). Mechanismus těchto technik je znázorněn na **obr. 4** a **5**.



Obr. 4
Tříbodový ohybový test
Grafické znázornění tříbodového ohybového testu:
a – keramický nosník,
c – kolíky,
L – vzdálenost mezi nosnými kolíky,
b – šířka nosníku,
d – výška nosníku,
F – působící síla

Fig. 4
Three points bending test
Graphic description of three points bending test:
a – ceramic beam sample,
c – cylinders,
L – distance between the supporting cylinders,
b – the width of the beam,
d – height of the beam,
F – acting force

Při tříbodovém ohybovém testu je vzorek (nosník) daného materiálu položen na dva paralelní nosné kolíky, které tvoří podporu nosníku testovaného materiálu. Z druhé strany vzorku (nosníku) působí přesně v polovině vzdálenosti nosných kolíků zatěžovací síla pomocí třetího kolíku až do selhání daného materiálu [6].

Ball on ring metoda spočívá v položení vzorku testovaného materiálu tvaru disku na podkladový prstenec. Spodní strana keramického disku má tak kontakt s podkladovým prstencem a vrchní strana má kontakt s kovovou kuličkou, která na vzorek tlačí přesně ve středu disku přesně definovanou silou, až do té doby, než dojde k selhání materiálu [13]. Strana směřující ke kuličce je tedy v kompresi a strana směřující k prstenci v tenzi.

Minimální pevnost v ohybu pro převážně skelnou dentální keramiku se v odborné literatuře uvádí v rozmezí od 50 do 70 MPa [1, 7, 14]. Maximální pevnost v ohybu pro polykrystalickou dentální keramiku na bázi oxidu zirkoničitého se pohybuje v rozmezí 900–1200 MPa [1, 7, 14, 15]. Z těchto údajů je patrné, že s vyšším obsahem krystalické fáze roste i pevnost keramického materiálu.

Pevnost keramického materiálu může ovlivnit několik faktorů:

1. Defekty submikroskopických a atomárních rozměrů.
2. Vady a koncentrátory napětí přítomné v mikrostruktuře dentální keramiky.

proLékaře.cz | 21.11.2020

3. Poměr skelné/krystalické fáze.
4. Povrchové vady, mikropraskliny způsobené broušením, řezáním, využitím subtraktivní metody opracování keramického bloku u CAD/CAM technologií [16] nebo vzniklé při kontaktu s jinými pevnými tělesy.
5. Trhliny a další defekty způsobené nesprávným technologickým postupem. Defekty mohou například vznikat při tvarování, sušení nebo při rychlém ohřevu či ochlazení během procesu pálení.
6. Pevnost dentální keramiky může být také ovlivněna vnitřním pnutím způsobeným rozdílem koeficientů teplotní roztažnosti různých fází [8].

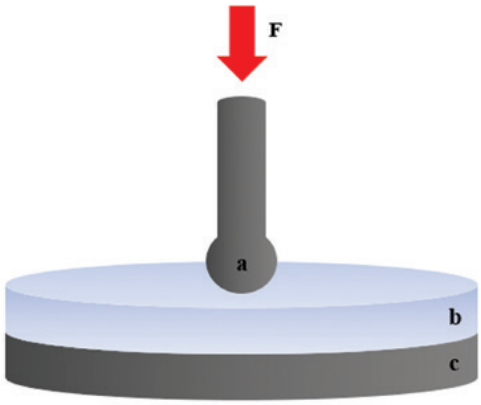
Selhání keramické rekonstrukce někdy nastává neočekávaně při velmi nízkém zatížení. Nečekané selhání při poměrně malém zatížení může být způsobeno existencí povrchových a vnitřních defektů keramického materiálu popsaných výše.

Mechanickou vlastností materiálu popisující odolnost materiálu proti šíření existujících prasklin/defektů je lomová houževnatost. Je to množství energie potřebné k propagaci praskliny, a tím selhání daného materiálu. Pro dané měření využíváme speciálních vzorků (nosníků, disků) s uměle vytvořenou prasklinou, nejčastěji tvaru V, či mikroprasklinou vytvořenou indentací pomocí Vickersova indentoru. Pevnost těchto vzorků se testuje pomocí uniaxiálního či biaxiálního testu v ohybu (strana s uměle vytvořenou prasklinou směřuje směrem dolů a je v tenzi).

Křehký materiál nepodléhá výrazné plastické deformaci, proto jeho schopnost odolávat šíření defektů je velmi nízká.

Přítomnost defektů, mikroprasklin keramického materiálu je kritická především v oblasti působení tahového napětí. Největší množství tahového napětí se kumuluje v oblasti špičky praskliny (obr. 6). U tažných materiálů dochází k rozšiřování a zaoblování špičky praskliny z důvodu schopnosti plastické deformace, a tím i k rozvolnění kumulace napětí **(obr. 6)**. Pro selhání tažného/houževnatého materiálu je potřeba velké množství energie. Křehký materiál nepodléhá žádné plastické deformaci, proto se napětí kumuluje v oblasti špičky praskliny až do té doby, než napětí přesáhne kritické meze a dojde k propagaci praskliny a k selhaní materiálu [6, 17].

Defekty či mikropraskliny na povrchu keramické práce podléhají mnohonásobně vyššímu napětí než defekty uvnitř daného materiálu. Proto finální úprava povrchu keramické práce je velmi důležitou součástí celého výrobního procesu keramické rekonstrukce [17].

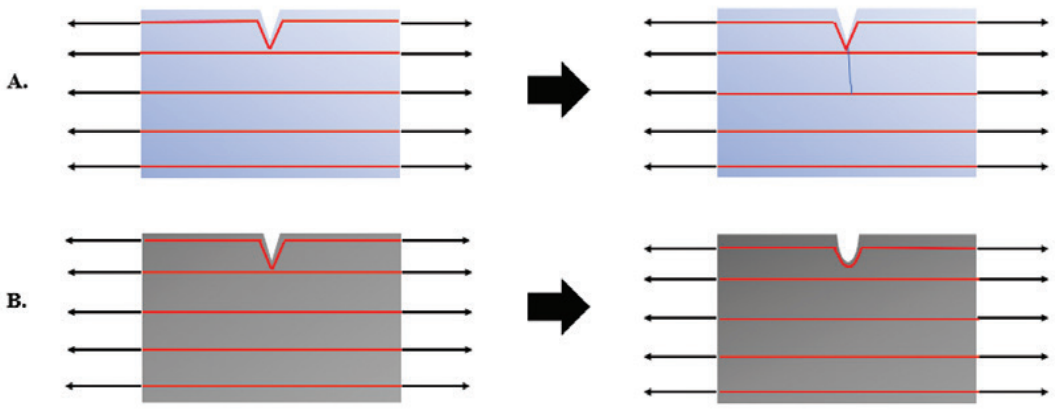


Obr. 5
Ball on ring metoda
Grafické znázornění ball on ring metody:
a – kulička působící silou F do středu vzorku,
b – vzorek testovaného materiálu tvaru disku,
c – podkladový prstenec

Fig. 5
Ball on ring method
Graphic description of ball on ring method:
a – ball applying force F to the center of the sample,
b – disc shape of testing sample,
c – backing ring

Křehkost

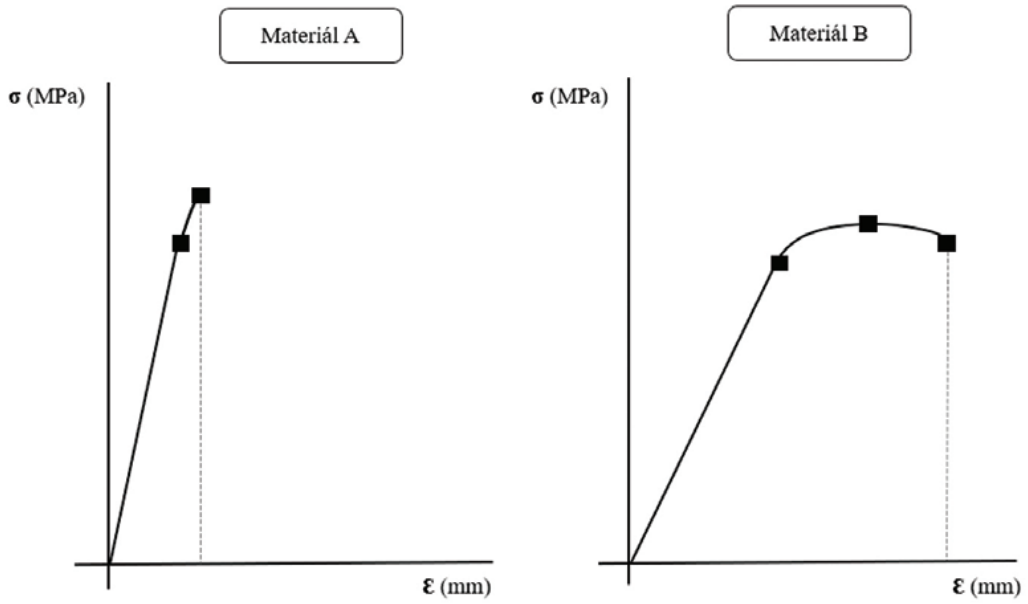
Další mechanickou vlastností keramiky je křehkost. Čím více keramika obsahuje skelné fáze, tím je estetičtější, ale také křehčí. Křehkost keramiky je způsobena rozpojením kovalentních vazeb z důvodu nadměrného zatížení [5] nebo je důsledkem alkalické hydrolýzy Si-O vazeb v zásaditém prostředí, které vzniká rozkladem oxidu draselného či sodného v živcové keramice [7].



Obr. 6
Vliv tahového napětí na praskliny v křehkém a tažném materiálu
A. křehký materiál
B. tažný materiál

Fig. 6
Influence of tensile stresses on flaws in brittle and ductile materials
A. brittle material
B. ductile material

prolékaře.cz | 21.11.2026



Obr. 7
Houževnatost
Znázornění křivky napětí – deformace pro materiál A a B.
Plocha pod křivkou znázorňuje energii potřebnou k selhání materiálu neboli houževnatost.

Fig. 7
Toughness
Stress-strain curve for material A and B.
The area under the curve represents energy required for failure of material – toughness.

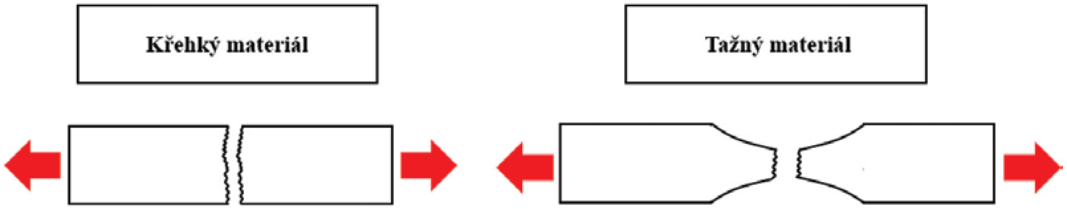
Křehkost (fragilita, brittleness) materiálu je definovaná jako neschopnost materiálu odolávat změně tvaru pod účinkem vnější síly [7]. Opakem křehkosti je houževnatost. Houževnatost (toughness) je vyjádřena graficky jako celá plocha pod křivkou napětí a deformace až do prasknutí daného materiálu. Z fyzikálního hlediska je houževnatost definovaná jako energie potřebná k prasknutí materiálu [6]. Můžeme tedy říci, že křehký materiál je málo houževnatý a nepotřebuje velkou energii k dosažení svého selhání (prasknutí). Při pohledu na **obrázek 7** lze konstatovat, že materiál A je křehčí než materiál B, protože plocha pod křivkou znázorňující energii nutnou pro selhání (prasknutí) materiálu je menší než energie potřebná k selhání (prasknutí) materiálu B.

Keramický materiál praská lomem křehkým, který se šíří velkou rychlostí a není k němu potřeba tak vysoké energie jako pro lom tvárný [8]. Grafické znázornění obou lomů je na **obrázku 8**.

Tvrdost

Tvrdost je schopnost povrchu materiálu odolávat vnikání cizího tělesa. Lze ji testovat několika způsoby, přičemž se využívají zkoušky statické nebo dynamické. Mezi nejznámější patří vrypová zkouška podle Martense, odrazová zkouška podle Shorea a vnikací zkoušky podle Vickerse, Brinella, Knoopa a Rockwella [12]. Pro testování tvrdosti keramického materiálu se nejčastěji ve výzkumu využívá vnikací zkouška podle Vickerse. Jejíž mechanismus je znázorněn na **obrázku 9**. Tato metoda využívá čtyřbokého jehlanu, jehož vrcholový úhel je 136° [6, 7, 18]. Čtyřboký jehlan (indentor) je vtlačován definovanou silou do povrchu testovaného materiálu. Podle délky úhlopříček vtisku indentoru a tabulek tvrdosti se dále může určit tvrdost materiálu [19].

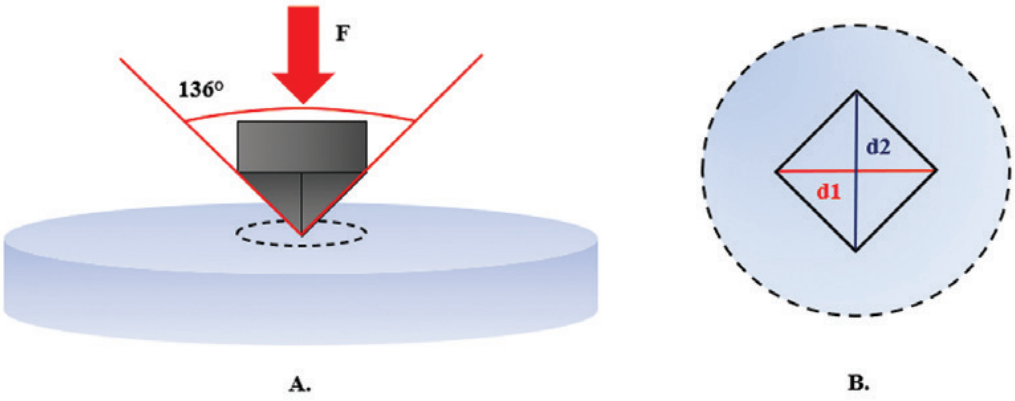
Ideální dentální materiál by měl mít takové chemické, mechanické, fyzikální a biologické vlastnosti, které by se blížily či shodovaly s vlastnostmi tvrdých zubních tkání [7]. Vysoká tvrdost materiálu není vítána, protože může docházet k abrazi antagonisty. Nízká tvrdost materiálu není také preferována, protože může dojít k jeho rychlému opotřebení a k selhání celé práce. Tvrdost keramiky je však vyšší než tvrdost dentinu a skloviny nebo překvapivě i chrom-kobaltové slitiny.



Obr. 8
Křehký a tvárný lom
Grafické znázornění křehkého a tvárného lomu; vlevo – křehký lom, vpravo – tvárný lom

Fig. 8
Brittle and ductile fracture
Graphic description of brittle and ductile fracture; on the right – brittle fracture, on the left – ductile fracture

proLékaře.cz | 21.11.2020



Obr. 9
Vickersova zkouška tvrdosti
A. Vickersův indentor (čtyřboký diamantový jehlan s vrcholovým úhlem 136°) silou vtlačovaný do povrchu keramického materiálu
B. Indentovaná plocha keramického vzorku Vickersovým indentorem – čtyřboká indentace s uhlopříčkami d1, d2

Fig. 9
Vickers hardness test
A. Vickers indenter (136° – diamond pyramid indenter) is forced into the surface of ceramic material
B. Indented surface of ceramic material with Vickers indenter – quadrilateral indentation with diagonals d1, d2

Tvrdost živcové keramiky se podle dostupné literatury pohybuje od 450 HV do 764 HV [7, 20], u polykrystalické keramiky na bázi oxidu zirkoničitého od 1188 HV do 1300 HV [20, 21, 22, 23]. K možnosti porovnání tvrdosti keramiky s ostatními materiály a tvrdými zubními tkáněmi udáváme tyto hodnoty: tvrdost skloviny se pohybuje od 275 HV do 395 HV [7, 14, 20, 21, 24, 25] a dentinu od 53 HV do 74 HV [7, 14, 20, 21, 24, 25], tvrdost Cr-Co slitiny se pohybuje od 330 do 465 [6, 7, 14]. Tvrdost keramiky se velmi často udává jako negativní vlastnost materiálu z toho důvodu, že přesahuje hodnoty tvrdosti tvrdých zubních tkání, ale i výplňových či dentálních materiálů pro výrobu protetických rekonstrukcí. Keramická práce tak může způsobit abrazi svého antagonisty [26].

Je možné konstatovat, že s rostoucím obsahem krystalické fáze v řadě: převážně skelná keramika – skelná keramika vyztužená krystaly – polykrystalická keramika [1, 4] se tvrdost keramiky zvyšuje.

ZÁVĚR

Se zvyšujícím se obsahem krystalické fáze dentální keramiky se zvyšují mechanické vlastnosti, jako je pevnost, lomová houževnatost a tvrdost, naopak estetické vlastnosti dentální keramiky se zvyšují s narůstajícím obsahem skelné fáze, která snižuje pevnost a odolnost materiálu. Žvýkací síly se zesilují směrem od frontálního do laterálního úseku, a naopak požadavky na estetiku v tomto směru klesají. Keramický materiál, který je vyhovující pro rekonstrukci do frontálního úseku, tedy nemusí být nutně vyhovujícím materiálem pro rekonstrukci do laterálního úseku. Díky znalosti těchto mechanických a s tím souvisejících i estetických vlastností dentální keramiky (od skelné až po polykrystalickou keramiku) by měl stomatolog brát velký zřetel na indikaci typu keramiky pro budoucí protetickou rekonstrukci.

Tato práce vznikla za podpory grantového projektu LF UPOL číslo IGA_LF_2021_017.

MDDr. Kristýna Hynková
Klinika zubního lékařství
LF UP a FN Olomouc
Palackého 12
779 00 Olomouc
e-mail: hynkovkr@gmail.com

prolékaře.cz | 21.11.2026

LITERATURA

1. McLaren EA, Giordano R.
Ceramic overview: classification by microstructure and processing methods. Int Dentistry. 2013; 4(3): 18–30.
2. Kloužková A, Mrázová M, Kohoutková M, Kloužek J.
Leucitová dentální keramika. Chem Listy. 2013; 107: 856–861.
3. Helvey GA.
Classification of Dental Ceramics. Inside Dentistry. 2013; 4: 62–80.
4. Kelly J, Benetti P.
Ceramic materials in dentistry: Historical evolution and current practice. Austral Dent J. 2011; 56(1): 84–96.
5. Strub JR.
Protetika II. 4. přepracované a rozšířené vyd. Praha: Grada; 2016, 467.
6. Sakaguchi RL, Powers JM.
Craig's restorative dental materials. 13 th ed. Philadelphia: Elsevier Mosby; 2012, 33–49, 85, 91, 253–258.
7. Hubálková H, Krňoulová J.
Materiály a technologie v protetickém zubním lékařství. Praha: Galén; 2009, 21–28, 75–78.
8. Pokluda J, Kroupa F, Obdržálek L.
Mechanické vlastnosti a struktura pevných látek. Brno: PC-DIR.; 1994, 175; 284–286, 294–295.
9. Wang L, D'Alpino PHP, Lopes LG, Pereira JC.
Mechanical properties of dental restorative materials: Relative contribution of laboratory tests. J Applied Oral Sci. 2003; 11(3): 162–167.
10. Somiya S.
Handbook of advanced ceramics materials, applications, processing and properties. 2nd ed. Academic Press; 2013, 609.
11. Case J, Chilver L, Ross CTF.
Strength of materials and structures. 4th ed. London: Arnold; 1999, 18.
12. Janovec J, Cejp J.
Nauka o materiálu – struktura a vlastnosti materiálu a jejich zkoušení [online]. ČVUT – fakulta strojní – Ústav materiálového inženýrství. 2014 [cit. 30. 12. 2019]. Dostupné z: http://umi.fs.cvut.cz/wp-content/uploads/2014/08/3_2__struktura-a-vlastnostni-materialu-a-jejich-zkouseni.pdf
13. Shetty DK, Rosenfield AR, McGuire P, Bansal GK, Duckworth WH.
Biaxial flexular test for ceramics. Amer Ceram Society Bulletin. 1980; 59(12): 1194–1197.
14. McCabe JF, Walls AWG.
Applied of Dental Materials. 9th edition. Blackwell Publishing; 2008.
15. Helvey GA.
Zirconia and computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) Dentistry. Inside Dent. 2008; 4(4).
16. Romanyk DL, Martinez YT, Veldhuis S, Rae N, Guo Y, Sirovica S, Fleming Garry JP, Adsison O.
Strength-limiting damage in lithium silicate glass-ceramics associated with CAD–CAM. Dent Mater. 2019; 35(1): 98–104.
17. Anusavice KJ, Shen C, Ralph Rawls H.
Phillips' science of dental materials. 12th edition. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences; 2013, 65–66.
18. O'Brian WJ.
Physical properties and biocompatibility. In: O'Brian WJ. Dental material and their selection. 3th ed. Hanover Park: Quintessence Publishing; 2002, 12–24.
19. Driml B.
Zakladní vlastnosti materialů a jejich zkoušení [online]. UPOL-katedra fyzikalní chemie. Vydáno 2004 [citováno 30. 12. 2019]. Dostupné na: http://chemikalie.upol.cz/skripta/mvm/zkousky_mat.pdf
20. Santander SA, Vargas AP, Escobar JS, Monteiro FJ, Tamayo LFR.
Ceramic for dental restorations – an introduction. Dyna. 2010; 77(163): 26–36.
21. Chun KJ, Lee JY.
Comparative study of mechanical properties of dental restorative materials and dental hard tissues in compressive loads. J Dent Biomechanics. 2014; 5: 1–6.
22. Candido LM, Fais LMG, Reis dos Santos Nunes JM, Pinelli LAP.
Surface roughness and hardness of yttria stabilized zirconia (Y-TZP) after 10 years of simulated brushing. Revista Odontologia UNESP. 2014; 43(6), 379–383.
23. Vagkopoulou T, Koutayas SO, Koidis P, Strub JR.
Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. Eur J Esthet Dent. 2009; 4(2): 2–23.
24. Alamoush RA, Silikas N, Salim NA, Al-Nasrawi S, Satterthwaite JD.
Effect of the composition of CAD/CAM composite blocks on mechanical properties. BioMed Res Inter. 2018; 2018: 1–8.
25. Mettu S, Srinivas N, Reddy Sampath CH, Srinivas N.
Effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (cpp-acp) on caries-like lesions in terms of time and nano-hardness: An in vitro study. J Indian Society Pedodont Prev Dent. 2015; 33(4), 269–273.
26. Hmaidouch R, Weigl P.
Tooth wear against ceramic crowns in posterior region: a systematic literature review. Inter J Oral Sci. 2013; 5(4), 183–190.



Do stomatologické ordinace Oblastní nemocnice Kladno hledáme:

LÉKAŘE S ODBORNOU ČI SPECIALIZOVANOU ZPŮSOBILOSTÍ V OBORU ZUBNÍ LÉKAŘSTVÍ

Nabízíme
- **smluvní mzda + podíl na zisku**
- moderní diagnostické a terapeutické postupy
- zázemí velké nemocnice, odborně zajímavou práci
- podporu dalšího vzdělávání a zvyšování kvalifikace
- možnost náborového příspěvku
- 5 týdnů řádné dovolené + 2 dny zdravotního volna
- příspěvek do penzijního připojištění
- příspěvek na závodní stravování nebo stravenky
- hlídání dětí v dětské skupině Rybička
- a další výhody podle Kolektivní smlouvy

Požadujeme
- odbornou způsobilost k výkonu povolání zubního lékaře dle zák. 95/2004 Sb.
- popřípadě specializovanou způsobilost v oboru zubní lékařství
- potvrzení o členství v České stomatologické komoře
- trestní bezúhonnost
- nástup možný ihned nebo dle dohody

Kontakt
Alice Mládková, asistentka náměstka pro LPP
Oblastní nemocnice Kladno, a. s., nemocnice Středočeského kraje
tel.: 312 606 120, **e-mail:** alice.mladkova@nemk.cz