

ZOBRAZOVÁNÍ 2D A 3D MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ S VYUŽITÍM VLNKOVÉ TRANSFORMACE

Ing. Daniel Schwarz, Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Ústav biomedicínského inženýrství, FEI VUT v Brně

1. ÚVOD

Pod pojmem interpolace se obecně rozumí výpočty přibližných hodnot matematicky nedefinované funkce, přičemž tyto výpočty se provádějí pro hodnoty z intervalů tvořených tzv. uzlovými body, které jsou přesně známy.

Při zpracování obrazů z oblasti medicíny je nutno sáhnout k interpolačním technikám, chceme-li např. měnit velikost 2D obrazů nebo potřebujeme-li zobrazit řez 3D obrazem. Pro zmíněné aplikace je v této práci navržena nová interpolační metoda využívající vlnkové transformace (angl. wavelet transform). Motivací pro návrh nové metody interpolace je specifický charakter medicínských obrazů, díky němuž nejsou známé metody, jako nejbližší soused, lineární a kubická interpolace, vždy výhodné k použití. V medicínských obrazech se často vyskytují vysoce strmé hrany, indikující např. přechod mezi různými tkáněmi nebo ohraničení diagnosticky důležitých patogenních zón, a zároveň jsou zde pomalu se měnící hladké plochy vyznačující oblasti se stejnou tkání. Tyto zajímavé informační složky obrazu mohou z velké části zaniknout užitím zmíněných interpolačních metod. Použití metody nejbližšího souseda sice zachovává strmost hran, avšak výsledné obrazy se stávají poněkud nepřehledné díky tvořící se obdélníkové struktuře. Lineární či kubickou interpolací obrazu se zase snižuje strmost hran. Cílem je tedy vytvořit takovou metodu interpolace, se kterou by byly výsledné obrazy dostatečně hladké při současném zachování vysoké strmosti hran.

2. VLNKOVÁ TRANSFORMACE

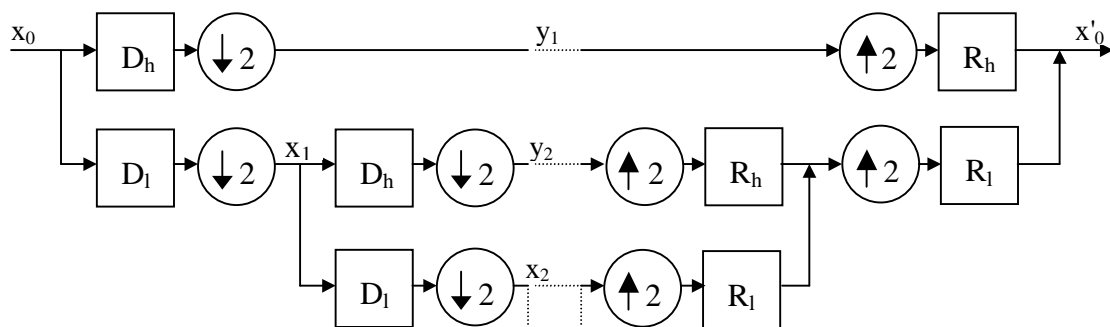
Vlnková transformace (WT) reálné funkce $x(t)$ je definována jako [1]:

$$y(\lambda, \tau) = \frac{1}{\sqrt{\lambda}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) g\left(\frac{t-\tau}{\lambda}\right) dt, \quad (1)$$

kde $g(t)$ je tzv. mateřská vlnka. Jedná se o časově-frekvenční rozklad realizovaný korelací signálu $x(t)$ s funkcemi odvozenými z $g(t)$ pomocí komprese a expanze s parametrem dilatace λ a dále translace s faktorem τ . Pro diskrétní signál $x(n)$, kde $n=0,1,2,\dots$, je definována dyadická vlnková transformace DWT:

$$y_m(k) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n) h_m(2^m k - n), \quad (2)$$

kde h_m jsou impulsové charakteristiky lineárních oktávních filtrů, pomocí kterých je možno tuto transformaci realizovat stromovou strukturou vyznačenou na obr. 1.



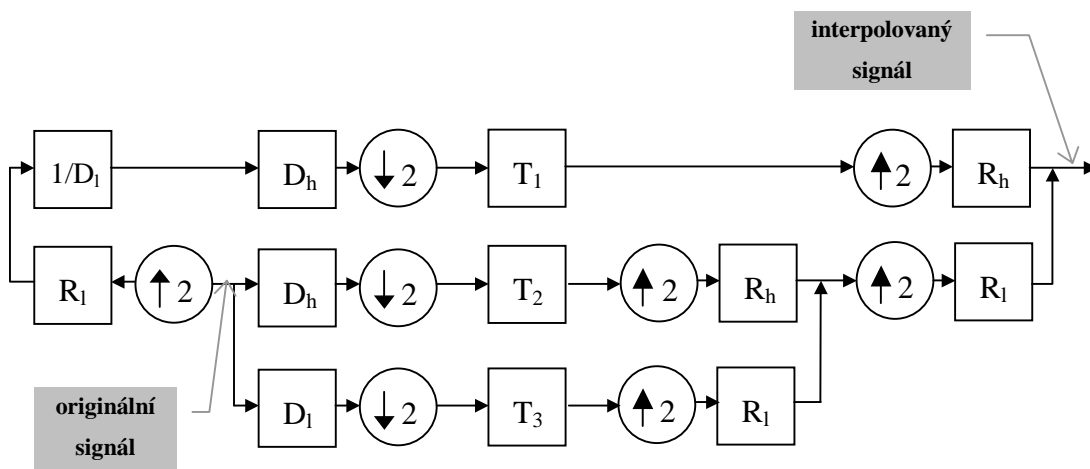
Obr. 1: Dvě úrovně DWT a inverzní DWT. Čtverce reprezentují konvoluci s dekompozičními filtry H_x and rekonstrukčními filtry R_x , které jsou typu dolní propust (X_l) nebo horní propust (X_h). Kolečka představují podvzorkování a nadvzorkování s faktorem 2.

Aby byla DWT inverzibilní, je nutno volit banky filtrů s tzv. perfektní rekonstrukcí. Vstupní signál je reprezentován posloupností x_0 . Na každé úrovni dekompozice jsou dva výstupy: aproximační koeficienty x_j reprezentující nízkofrekvenční složky signálu (ty se stávají vstupem pro další úroveň dekompozice) a detailní (někdy také vlnkové) koeficienty y_j , které odpovídají vysokofrekvenčním složkám rozkládaného signálu. Detailní koeficienty y_j ($j=1,2,3,\dots,J$) spolu s aproximací x_j (kde J odpovídá celkovému počtu úrovní dekompozice) vytvářejí vlnkovou reprezentaci (v diskretním čase) signálu x_0 .

U dvojrozměrné DWT se operace konvoluce, podvzorkování a nadvzorkování provádějí zvláště pro řádky a sloupce matice reprezentující vstupní 2D signál. Jedním dekompozičním krokem jsou získány 4 matice: aproximační koeficienty a tři matice detailních koeficientů v různých směrech (horizontální, vertikální a diagonální).

3. INTERPOLACE 2D OBRAZŮ

Schéma interpolačního algoritmu s využitím vlnkové transformace je na obr. 2.



Obr. 2.: Vlnkový interpolační algoritmus pro 1D signály. Čtverce T_x reprezentují prahování detailních koeficientů.

Signál je nejprve předzpracován ve větví, která představuje zpětnou dekompozici. Následuje dvojúrovňová DWT, jejíž produkty – tedy vlnkové detailní koeficienty jsou zpracovávány v blocích představujících operace prahování. Rekonstrukcí pomocí inverzní DWT se získá interpolovaný signál, který má oproti originálu dvojnásobnou vzorkovací frekvenci. Rozšíření algoritmu na interpolaci obrazů je analogické jako rozšíření jednorozměrné DWT na dvojrozměrnou DWT, jako to bylo uvedeno v předchozím textu.

Vlastnosti navrženého algoritmu do značné míry závisí na třech faktorech: volba banky vlnkových filtrů, vlastnosti inverzního filtru $1/D_1$ při zpětné dekompozici a nastavení prahů při prahování detailních koeficientů. Uvedené faktory se projevují ve výsledných obrazech různou mírou zákmitů tvořících se na strmých hranách, přítomných v originálním obraze.

Jako vhodné banky filtrů byly použity dostupné banky WAVELET TOOLBOXu (MATLAB), který obsahuje několik sad impulsových charakteristik ortogonálních a biortogonálních vlnkových filtrů. Jednou z vlastností, ve které se liší jednotlivé rodiny vlnek, je jejich hladkost (vágní pojem hladkost zde představuje počet extrémů v průběhu funkce). V rámci jedné sady jsou pak vlnky rozlišovány podle počtu tzv. "vanishing moments", který reprezentuje násobnost nuly v rovině transformace Z na relativním kmitočtu $\omega=p$, a tak i strmost přenosové charakteristiky. Pro ladění algoritmu bylo použito uměle vytvořených obrazů s maximálně strmými hranami. Jako nevhodné pro danou aplikaci se ukázaly vlnky Daubechies, při jejichž použití byly amplitudy "nechtěných" složek ve výsledném obraze největší.

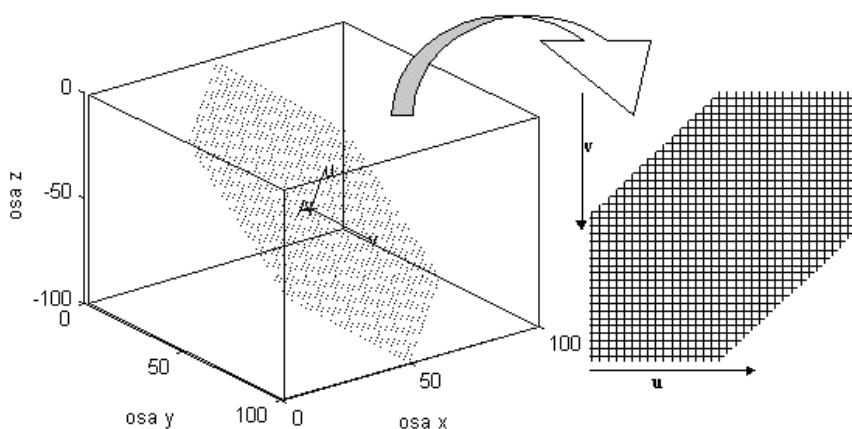
Problémy s výpočty inverzního filtru ve zpětné dekompozici byly vyřešeny nahrazením tohoto filtru za horní propust zesilující v oblasti vysokých kmitočtů. Pro výpočet filtru byla použita metoda vzorkování frekvenční charakteristiky.

Pro prahování detailních koeficientů byla zvolena jednoduchá metoda tvrdého prahování. Při tomto postupu se vynulují v matici všechny koeficienty, které mají menší hodnotu než zvolený práh. Koeficienty získané při první a druhé úrovni dekompozice jsou prahovány s různou hodnotou práhu, která je tak parametrem funkce představující vlnkový interpolační algoritmus. Uvedené parametry se zadávají jako procentuální část z maxima v matici detailních koeficientů.

Takto navržený a odladěný algoritmus byl využit při zvětšování oblasti zájmu v medicínském 2D obrazu. Výsledky při subjektivním srovnání s výstupy z klasických interpolačních algoritmů vyzněly lépe pro tento algoritmus ve smyslu zachování strmosti hran a zároveň hladkosti ploch.

4. GENEROVÁNÍ ŘEZŮ 3D OBRAZY

Užitečným nástrojem pro zobrazování 3D medicínských obrazů je generování 2D řezů těmito obrazy. Nejdříve je nutno vypočítat souřadnice diskretní sítě bodů, kterými hledaný řez prochází, viz obr. 3.



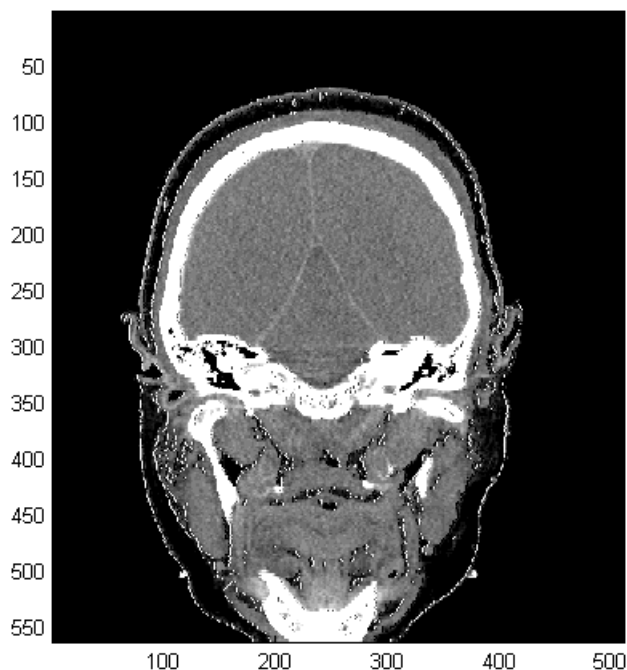
Obr. 3: Generování mřížky uzlových bodů náležejících do roviny řezu určeného bodem A a vektory u , v .

Tuto mřížku můžeme definovat např. pomocí bodu $A[a_x, a_y, a_z]$ a dvou vektorů $\mathbf{u}(u_a, u_e)$, $\mathbf{v}(v_a, v_e)$. Proměnné u_a , v_a zde představují azimut vektorů a u_e , v_e jejich elevaci. Mřížkové body se pak vypočítají translací bodu A o u_x , u_y , u_z a v_x , v_y , v_z :

$$\begin{aligned} u_x &= \frac{k}{s_x} \cdot \cos(u_a) \cdot \cos(u_e) & v_x &= \frac{k}{s_x} \cdot \cos(v_a) \cdot \cos(v_e) \\ u_y &= \frac{k}{s_y} \cdot \sin(u_a) \cdot \cos(u_e) & v_y &= \frac{k}{s_y} \cdot \sin(v_a) \cdot \cos(v_e), \\ u_z &= \frac{k}{s_z} \cdot \sin u_e & v_z &= \frac{k}{s_z} \cdot \sin v_e \end{aligned} \quad (3)$$

kde k je konstanta definující rozlišení výsledného obrazu. Poměr konstant $s_x : s_y : s_z$ musí být stejný jako poměr vzorkovacích period původního 3D obrazu, aby byl zachován správný poměr velikostí stran výsledného obrazu.

Protože se body vypočtené mřížky nacházejí v mezilehlých polohách mřížky definiční, je pro výpočet jasových hodnot v těchto bodech nutná interpolace. Data představující 3D medicínský obraz jsou obvykle velmi objemná (např. 512x512x200 64-bitových čísel dává ~400MB dat 3D obrazu lidské hlavy). Z tohoto důvodu byla použita pseudo-objemová interpolace. Zjednodušení spočívá v interpolaci metodou nejbližšího souseda v jednom směru. Ztrácí se tak možnost interpolovat v meziřezových oblastech. Pro dvourozměrnou interpolaci je využit interpolační algoritmus z aložený na vlnkové transformaci (viz výše).



Obr. 4: Dvourozměrný řez trojrozměrným obrazem lidské hlavy

5. ZÁVĚR

Interpolační techniky jsou důležitou součástí zpracování číslicových obrazů. Užitečnost interpolace při zobrazování medicínských obrazů zde byla ukázána na aplikacích sloužících pro výběr a zvětšení určité oblasti v dvourozměrném obrazu a pro generování libovolného řezu trojrozměrným obrazem. Klasické metody interpolace v těchto aplikacích projevily své slabé stránky hlavně díky charakteru medicínských obrazů, jejichž důležitými rysy jsou hladké plochy zároveň se strmými hranami. Zachování obou těchto specifíků ve výsledných obrazech se podařilo docílit teprve návrhem nového interpolačního algoritmu používajícího vlnkovou transformaci. S jeho využitím byl dále navržen postup pro generování libovolně definovaných dvourozměrných řezů trojrozměrným obrazem, který je užitečnou aplikací při manipulaci s trojrozměrnými medicínskými daty. I v

tomto případě byly vlastnosti algoritmu porovnány s jinými známými interpolačními metodami a toto srovnání vyznělo lépe pro zde navrhované postupy.

POZNÁMKA

Tato práce byla částečně podpořena Výzkumným programem Vysokého učení technického v Brně č. J22/98:262200011 a grantovým projektem GAČR No. 102/00/P079.

LITERATURA

- [1] Kozumplík, J.: Wavelety a komprese signálových dat. In: Jan, J.: Algoritmy zpracování obrazů, vhodné pro implementaci v integrovaných obvodech velké integrace. Výroční zpráva projektu MŠMT OK-46-185, ÚBME FEI VUT v Brně, 1996, s.18-22.
- [2] Provazník, I., Nagy, Z., Fedra, P.: Wavelet Interpolation of 2D Images. Proc Int Conf Wavelets and Applications Workshop, Ascona, Switzerland, 1998.
- [3] Strang, G. Nguyen, T.: Wavelets and Filter Banks. Wellesley-Cambridge Press, 1996.

KONTAKTY

Ústav biomedicínského inženýrství FEI VUT Brno
Purkyňova 118
612 00 BRNO

Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
provazni@dbme.fee.vutbr.cz

Ing. Daniel Schwarz
schwarzd@dbme.fee.vutbr.cz