



Krajská nemocnice Liberec, a.s.
nemocnice Liberec nemocnice Turnov

Dozimetrická kontrola plánů

Krajská nemocnice Liberec
Janečková Lenka
Plačková Eva
Richter Vít

CANBERRA-PACKARD s. r. o.
Marek Češpivo
Jaromír Andrlé

umíme pomáhat



Zdroj informace o potenciálních chybách plánovacího systému

Informace od výrobce TPS: Monaco® V 5.10 nebo V 5.20 (FCO 382-01-MON-005)

Details:

When creating 3D plans using either MU or Dose weighting modes, if the user changes the Physician's Intent Rx Dose and/or the number of fractions, and then modifies the wedge angle, the MU value is scaled incorrectly. The scaling of the MU is in direct proportion to the fractional change.

Clinical Impact:

If the monitor units are not correct, the patient will be incorrectly treated. There could be a critical overdose or underdose proportional to the fractional rescale.

Recommended User Action:

Prior to treatment, independent dose calculation checks and secondary MU checks should always be done. Both should be standards of practice in radiation therapy clinics and will detect the problem.

Elekta Corrective Actions:

This problem is resolved in the following Monaco® releases which are now available:

5.10.04

5.11.00

5.30.00



Zdroj informace o potenciálních chybách plánovacího systému Na stránkách SÚJB lze dohledat následující text.

SÚJB | SÚRO | SÚJCHBO | Státní správa Česky | English

SÚJB

Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚJB / Úvod / Radiační ochrana / Lékařské ozáření / Radiologické události

Google Custom Search

Hledat

Menu

- Aktuálně
- Elektronická úřední deska
- O SÚJB
- Legislativa
- Dokumenty a publikace
- Jaderná bezpečnost
- Radiační ochrana
- Monitorování radiační situace
- Stress testy jaderných elektráren
- Krizové řízení
- Mezinárodní spolupráce
- Evropská unie
- WENRA
- Nešíření jaderných zbraní
- Zákaz chemických zbraní
- Zákaz biologických zbraní
- Plány kontrolní činnosti
- Odkazy
- Pro média
- Protikorupční opatření
- Zpracování osobních údajů
- Styk s veřejností
- Kontakt

Radiologické události

Výstrahy

- 2018 říjen [Výstraha pro uživatele všech typů výpočetních tomografů GE](#)
- 2018 leden [Výstraha pro uživatele plánovacího systému Monaco verze 5.1.02, 5.11, 5.11.01, 5.11.02](#)
- 2017 [Výstraha pro uživatele plánovacího systému PLANW](#)
- 2013 [Stranová lokalizace v radioterapii](#)

[Doporučení SÚJB Radiologické události](#) (draft verze - zveřejněna 6.9.2018)

[Formuláře pro hlášení radiologických událostí na SÚJB](#) (zveřejněno 6.9.2018)

[Safety in Radiation Oncology SAFRON](#) (odkaz na stránky IAEA)

[Safety in Radiological Procedures SAFRAD](#) (odkaz na stránky IAEA)



Výstraha pro uživatele plánovacího systému Monaco verze 5.1.02, 5.11, 5.11.01, 5.11.02

SÚJB byl v lednu 2018 informován o radiologické události kategorie A týkající se chybného výpočtu ozařovacího plánu plánovacím systémem Monaco (výrobce Elekta) verze 5.1.02, 5.11, 5.11.01. Část chyb přetrvává i ve verzi Monaco 5.11.02. Výrobce k části těchto chyb zatím uživatelům nerozeslal žádné varování. Příčina chyby byla výrobcem odhalena pouze ve verzi 5.1.02 pro klínová pole. Pro neklínová pole nebyla příčina výrobcem zatím odhalena.

Plánovací systém při plánování technikou forward plánování může někdy chybně vypočítat počet MU, respektive dávkové rozložení neodpovídá spočteným MU.

Při znovuotevření plánu a jeho vynuceném novém přepočtu již systém obvykle vypočte dávkové rozložení odpovídající stanovenému počtu MU.

Chyba nemusí být odhalena při in-vivo dozimetrii, protože se chybný počet MU někdy vyskytuje jen pro některá ozařovací pole. Chyba není odhalena ani při měření QA plánu postupy obvyklými při ověřování IMRT plánů, protože se rozložení dávky v anatomii fantomu nově přepočítá a chybu nelze pozorovat jako rozdíl mezi nově spočtenou a změřenou dávkovou distribucí.

Doporučení:

Je důrazně doporučováno pro všechny plány plánované plánovacím systémem Monaco ve výše uvedených verzích technikou forward plánování provádět kontrolu nezávislým výpočtem alespoň pro dávku v bodě.

Je vhodné provést inspekci plánů všech pacientů, které mohou být postiženy touto chybou, například vytvořením a přepočítáním kontrolních plánů v anatomii pacienta se zafixovanými monitorovacími jednotkami a porovnáním jejich DVH s původním plánem.



Ověření informace od výrobce TPS a od SÚJB pro klínová pole

Vytvoření chybného plánu

- Technika plánování - forward
- 3 klínová pole
- Při výpočtu byl změněn počet frakcí z 5 na 25 při zachování dávky 10 Gy.
- Dávka ve středu PTV dle chybně spočítaného plánu: 10,247 Gy
- Dávka ve středu PTV dle správně spočítaného plánu: 51,229 Gy

Rozdíl: 400 %

Správnost plánu byla následně ověřena

- výpočtem dávky v bodě pomocí **SW DIAMOND** a
- měřením pomocí dozimetrického systému **Octavius** s následným vyhodnocením dat v **SW PTW-VeriSoft**.

Kontrola pomocí SW DIAMOND

Dávka ve středu PTV dle chybně spočítaného plánu dle TPS: **10,247 Gy**

Dávka ve středu PTV dle správně spočítaného plánu dle TPS: **51,229 Gy**

PTW-DIAMOND

Patient Supervisor QuickCalc View Tools Help

Krajská nemocnice Liberec

IMRT and Non IMRT Summary

Treatment Plan: APTV2vymazat 3: STATIC D::T = 20181125::194017.000000

Field	Energy	Plan MU	Ref Point	Plan Dose [cGy]	Meas Dose [c...]	Calc Dose [cGy]	%Diff Calc/Plan
4PboostM	15 MV	348.24	3_ISO1_P1	14.50		71.53	-393.30
5PboostS	6 MV	76.21	3_ISO1_P1	12.00		12.52/61.60	-413.29
6PboostL	6 MV	352.19	3_ISO1_P1	14.40		70.81	-391.73
Total:		776.64		40.90		203.93	-398.61



Porovnání výpočtu v TPS a v SW DIAMOND

Při výpočtu byl změněn počet frakcí z 5 na 25 při zachování dávky 10 Gy.

Počet frací

Původní	5
Nový	25

Celková dávka uvedená v TPS

Chybně spočítaný plán	10,247 Gy
Správně spočítaný plán	51,229 Gy

TPS

Dávka ve středu PTV	D na frakci [Gy]
Chybně spočítaný plán D1	0,410
Správně spočítaný plán D2	2,049
Rozdíl $((D2-D1)/D1)$	399,9%

Diamond

Dávka ve středu PTV	D na frakci [Gy]
Dávka přijatá z TPS D1	0,409
Spočítaná D2	2,039
Rozdíl $((D2-D1)/D1)$	398,6%

Závěr: Výpočet v SW DIAMOND je v dobré shodě s TPS a lze ho použít ke kontrolám plánů.

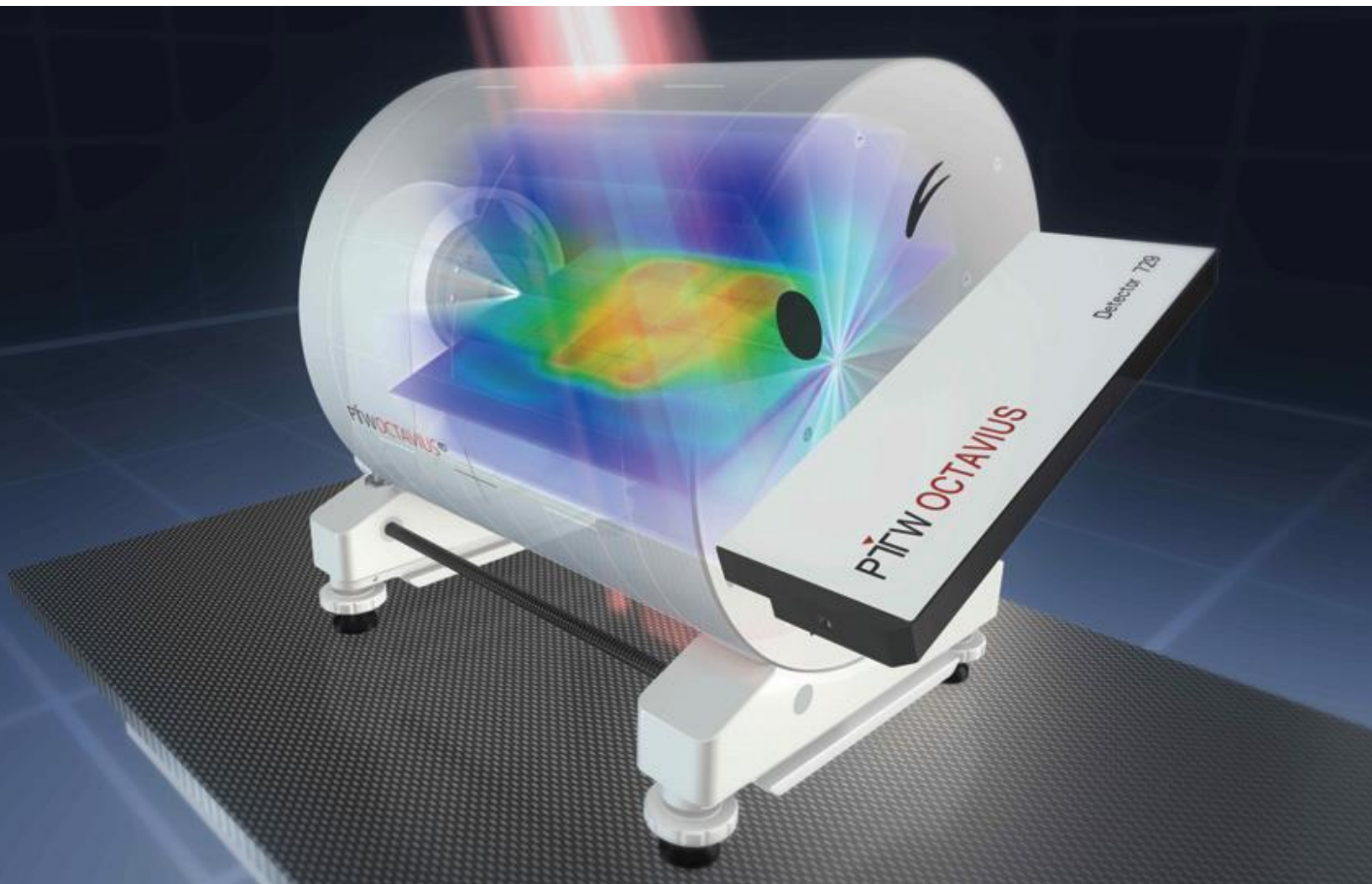


Je ale kontrola dávky v bodě postačující?

Je zaručeno, zejména u techniky Step and Shoot, že nebyla minuta oblast ozařovaná segmentem nebo malým polem s chybným počtem monitorovacích jednotek?



Kontrola chybného plánu pomocí zařízení systému Octavius a SW VeriSoft





Porovnání změřené a vypočtené dávkové distribuce

K výpočtu bylo použito 2nd and 3rd passing criteria (A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation, Tom Depuydt, Ann Van Esch, Dominique P. Huyskens, Radiotherapy and Oncology 62 (2002) 309-319.)

3 mm Distance to Agreement

3 % Dose Difference to Max. Dose of calculated volume

Use increase tolerance of 20 % Dose Diff. for values below 0,4 Gy.

Suppress dose below 5 % of max. dose of calculated volume.

Porovnává se distribuce dávky spočítané v TPS ve fantomu Octavius s dávkou změřenou.



SW VeriSoft - Záložka Compare

PTW-VeriSoft

File Edit View Graphics Tools ?

Grayscale Slice Depth 0,00 mm

DoseMap: ID: 445210/104

mm

100

0

-100

-200

-200 -100 0 100 200 mm

A LR = 25,7 mm TG = 161,2 mm 0,000 Gy ... \RTD00002

Results

Statistics

Number of Dose Points:	7 225
Evaluated Dose Points:	4 663 (64,5 %)
Passed:	4 503 (96,6 %)
Failed:	160 (3,4 %)
Result:	96,6 %

Gamma 3D

Arithmetic Mean:	0,322
Min: (LR=54,0 mm / TG=-63,0 mm)	0,000
Max: (LR=-78,0 mm / TG=39,0 mm)	1,668
Median:	0,196

Absolute Difference

Arithmetic Mean:	0,037 Gy
Min: (LR=54,0 mm / TG=-63,0 mm)	0,000 Gy
Max: (LR=60,0 mm / TG=111,0 mm)	0,344 Gy
Median:	0,026 Gy

Gamma Distribution Isodose Lines (AB)

Compare

<none>

Gamma 3D

3,0 mm Distance-To-Agreement

3,0 % Dose Difference with ref. to

Local dose

Max. dose of calculated volume

Selected dose Select 1,00 Gy (or AU)

Use increased tolerance of

20,0 % Dose Diff. for values below

0,4 Gy (or AU)

Suppress dose below

5,0 % of max. dose of calculated volume

Apply

Gamma

mm

100

0

-100

-200

-200 -100 0 100 200 mm

Gamma = 1.5

1.2

0.8

0.4

0

B LR = 25,7 mm TG = 161,2 mm --- Added Data Sets

Compare RTView DVH

Gamma 3D LR = --- TG = --- Gamma = ---



Závěr: Dle kontroly je plán v pořádku. Kontrola není postačující.

Proč?

Fantom je ozařován chybným plánem, ale SW VeriSoft to neví, protože v sobě má nahranou dávkovou distribuci, která odpovídá monitorovacím jednotkám chybného plánu.



SW VeriSoft - záložka DVH

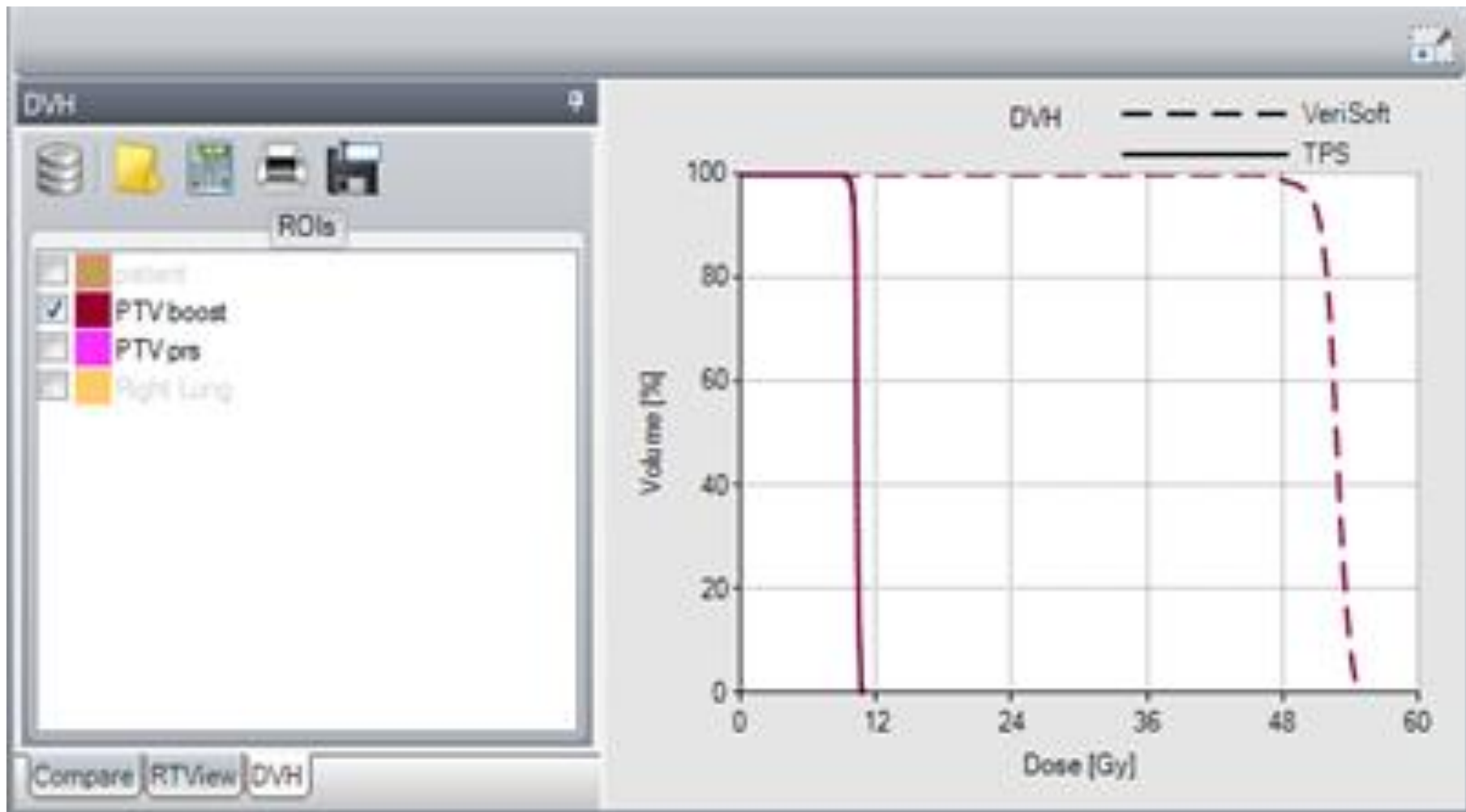
The screenshot displays the PTW-VeriSoft software interface, divided into four main panels:

- Top Left Panel (DoseMap):** Shows a grayscale dose distribution map. The title is "DoseMap; ID: 445210/104". The axes are labeled "mm" and range from -200 to 200. The status bar at the bottom indicates "A LR = 261,2 mm TG = 61,5 mm 0,000 Gy ...RTD00002".
- Top Right Panel (Results):** Displays statistical data for the DVH analysis.

Statistics	
Number of Dose Points:	7 225
Evaluated Dose Points:	4 663 (64,5 %)
Passed:	4 503 (96,6 %)
Failed:	160 (3,4 %)
Result:	96,6 %
Gamma 3D	
Arithmetic Mean:	0,322
Min: (LR=54,0 mm / TG=63,0 mm)	0,000
Max: (LR=-78,0 mm / TG=39,0 mm)	1,668
Median:	0,196
Absolute Difference	
Arithmetic Mean:	0,037 Gy
Min: (LR=54,0 mm / TG=63,0 mm)	0,000 Gy
Max: (LR=60,0 mm / TG=111,0 mm)	0,344 Gy
Median:	0,026 Gv
- Bottom Left Panel (Measurement):** Shows a grayscale measurement map. The title is "Measurement: Complete range". The axes are labeled "mm" and range from -200 to 200. The status bar at the bottom indicates "B LR = 261,2 mm TG = 61,5 mm -- Added Data Sets".
- Bottom Right Panel (DVH):** Displays the DVH curves. The title is "DVH". The y-axis is "Volume [%]" (0 to 100) and the x-axis is "Dose [Gy]" (0 to 60). Two curves are shown: a solid line for "VeriSoft" and a dashed line for "TPS". The VeriSoft curve shows a sharp drop at approximately 12 Gy, while the TPS curve shows a more gradual decline starting around 48 Gy. A legend on the left lists ROIs: patient, PTV boost, PTV prs, and Right Lung. The "PTV boost" ROI is selected. The status bar at the bottom indicates "Compare RTView DVH".



Závěr: Plán rozhodně v pořádku není.



umíme pomáhat



Porovnání DVH z TPS, DVH spočítané v SW VeriSoft z dat z TPS a z měření

DVH jsou v SW VeriSoft spočítány na základě dat vyexportovaných z TPS do SW VeriSoft, která obsahují

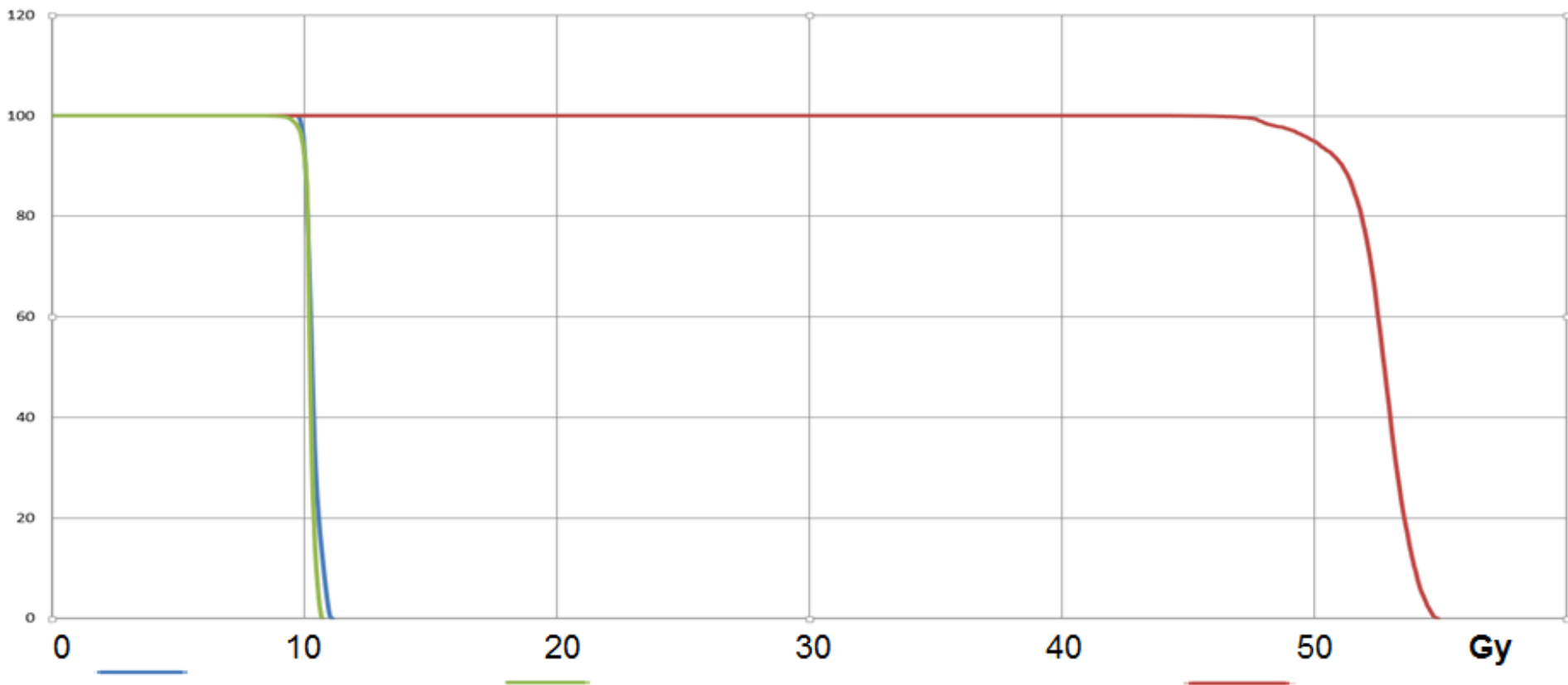
- CT řezy
- struktury
- a dávkovou distribuci.

DVH ze změřených dat jsou vypočítány na základě hodnot naměřených v systému Octavius, přičemž se zohlední CT pacienta.

Pokud byly pomocí struktur hustoty změněny, při výpočtu se k tomu nepřihlíží. Např. u CT s artefakty bude k výpočtu použita hustota CT, nikoliv hustota, která byla opravena pomocí změny hustoty ve struktuře překrývající artefakt.



Výsledek porovnání DVH z TPS, DVH spočítaných v SW VeriSoft



DVH z TPS

Výpočet v SW VeriSoft z dat z TPS

Výpočet v SW VeriSoft ze změřených dat

umíme pomáhat



Lze věřit měření v dozimetrickém systému Octavius a následnému vyhodnocení v SW VeriSoft?



DVH z TPS a DVH v SW VeriSoft vypočtený z dat z TPS se mírně liší.

Proč?

Poznámka:

Výrobce nám to neřekne. Algoritmus výpočtu je jeho know how.



Analyzovali jsme měření 96 plánů.

Počet	Lokalita	energie	převažující technika
21	krk	pouze 6 MV	pouze VMAT
08	mamma	6 + 15 MV	step & shoot + klíny
54	pánev	pouze 6 MV	pouze VMAT
11	plíce	6 + 15 MV	step & shoot + klíny + VMAT

Porovnávali jsme

- velikosti objemu PTV spočítaného v TPS a SW VeriSoft z dat z TPS,
- velikosti dávek v PTV spočítaných v TPS a SW VeriSoft z dat z TPS a
- rozdíly dávek počítaných v SW Verisoft z dat z TPS a ze změřených dat.



**V této chvíli se zabýváme pouze výpočty
v SW VeriSoft.**

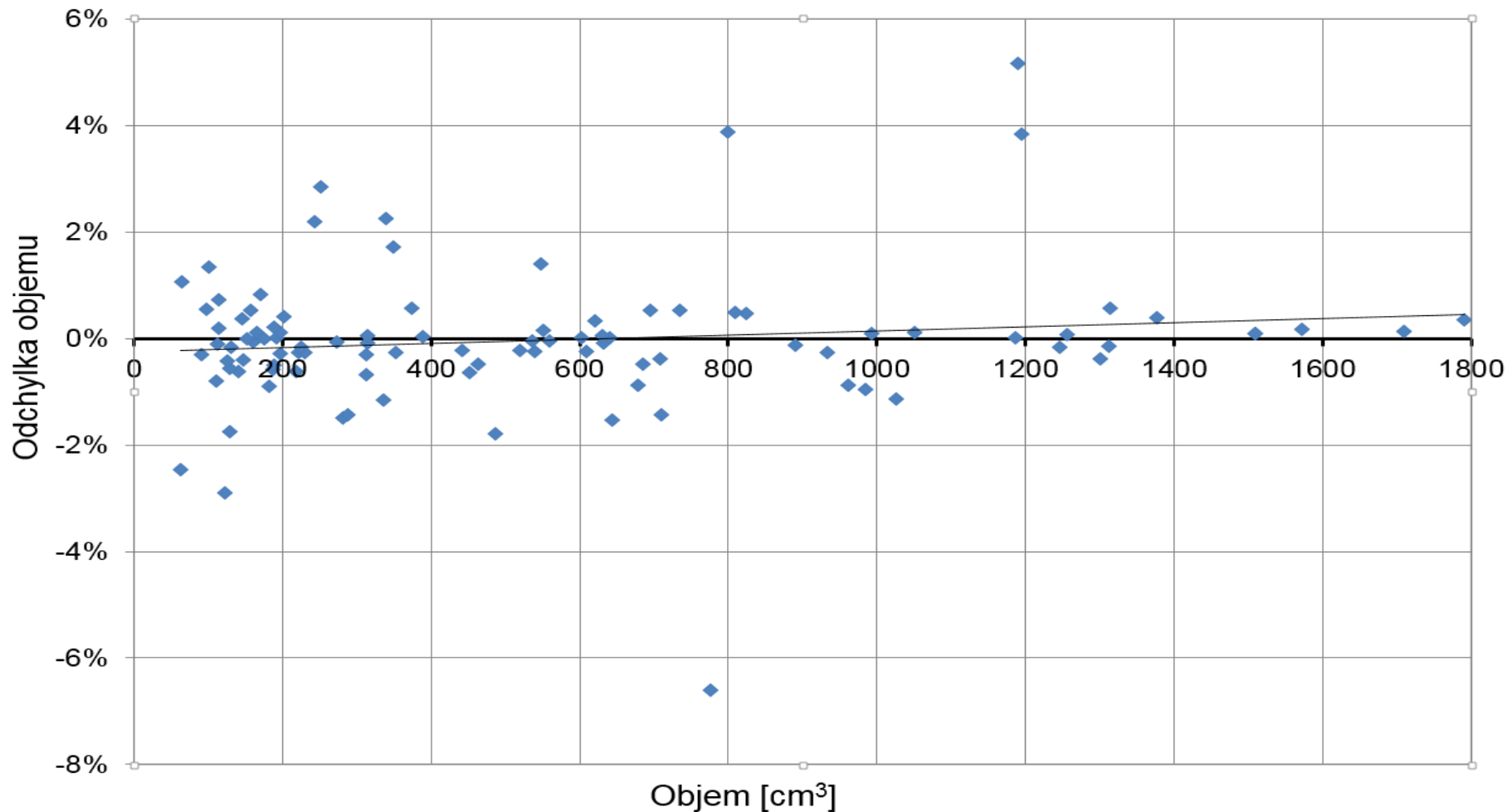
Na měření jsme zatím nešáhli.

umíme pomáhat



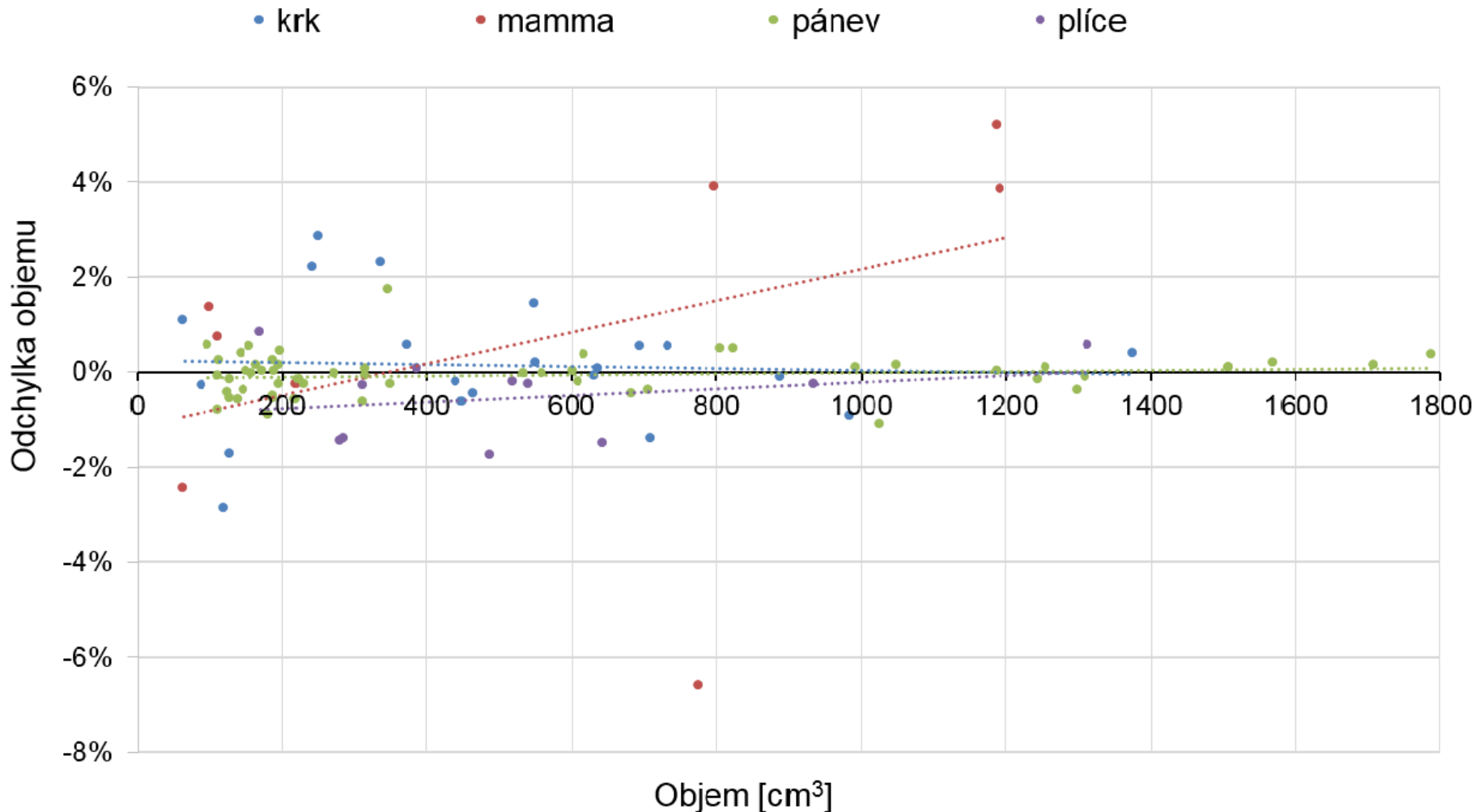
Závislost odchyly objemu z TPS a SW Verisoft na velikosti objemu v TPS ((VeriSoft-TPS)/TPS)

Velikost voxelu v TPS a SW VeriSoft byla shodná $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$.





Závislost odchyly objemu z TPS a SW Verisoft na velikosti objemu v TPS a na ozařovaném objemu $((\text{VeriSoft}-\text{TPS})/\text{TPS})$





Mamma:

Trend čím větší objem tím větší chyba je jen zdánlivý.

Malé objemy jsou boost vzdálený od External a od plic.

U velkých rozdílů v objemech PTV počítaných v TPS a SW VeriSoft se PTV dotýká External a zasahuje do plic.

Krk:

PTV také dotýká Externalu a zasahuje do dutin, ale rozdíly ve velikosti obrysů v TPS a SW VeriSoft jsou do 3 %.

Pánev a plíce:

U PTV uvnitř těla jsou rozdíly ve výpočtech objemu v TPS a ve SW VeriSoft z dat z TPS do 2 %.



Porovnání velikosti dávek v PTV spočítaných v TPS a SW VeriSoft Ověření přesnosti DVH firmou PTW



White Paper

October 2013

D913.200.06/00

Dose reconstruction in the OCTAVIUS 4D phantom and in the patient without using dose information from the TPS

B. Allgaier, E. Schüle, J. Würfel

*PTW-Freiburg Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pynchlau GmbH
Lörracher Straße 7, 79115 Freiburg, Germany*

umíme pomáhat



Přesnost DVH byla testována dvěma různými metodami.

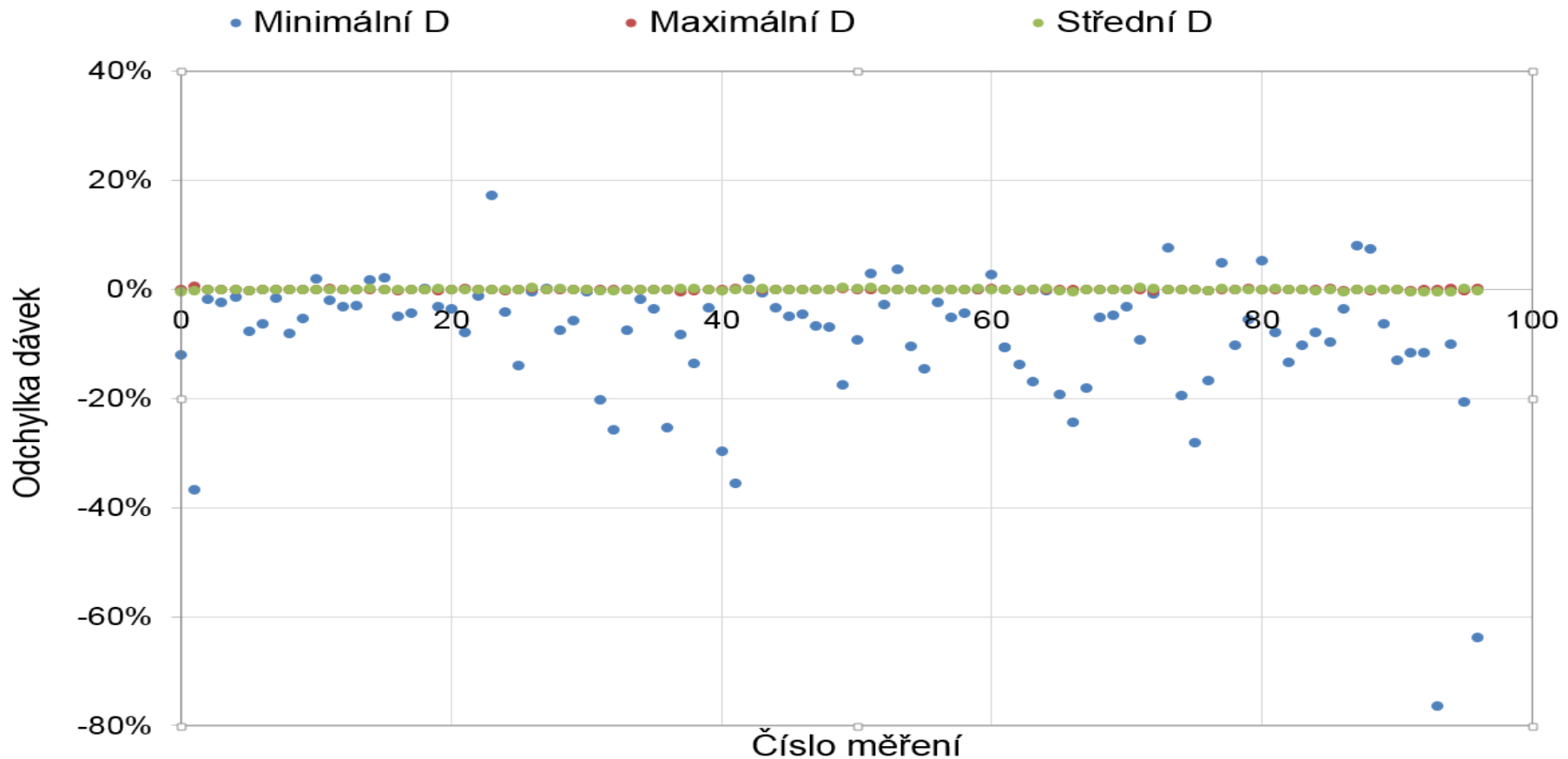
- Rekonstruovaná maximální dávka u pacienta byla porovnána s výpočtem dávky v TPS.
- Byla provedena gamma analýza na rekonstruovaném objemu dávky ve srovnání s plánem z TPS.

Byly zaznamenány rozdíly mezi rekonstrukcí a TPS a vypočteny jejich průměrné hodnoty. Bylo zjištěno, že nejistota maximální dávky DVH měřené pomocí OCTAVIUS 4D je **$\pm 2\%$** pro relativně homogenní plány a **$\pm 6\%$** pro plány plic. Tyto nejistoty jsou přibližně dvakrát vyšší než nejistota DVH vypočtená podle TPS.



Ověření přesnosti rekonstrukce DVH V Liberci

Rozdíly dávek v DVH z TPS a v DVH v SW VeriSoft zrekonstruovaných z dat z TPS



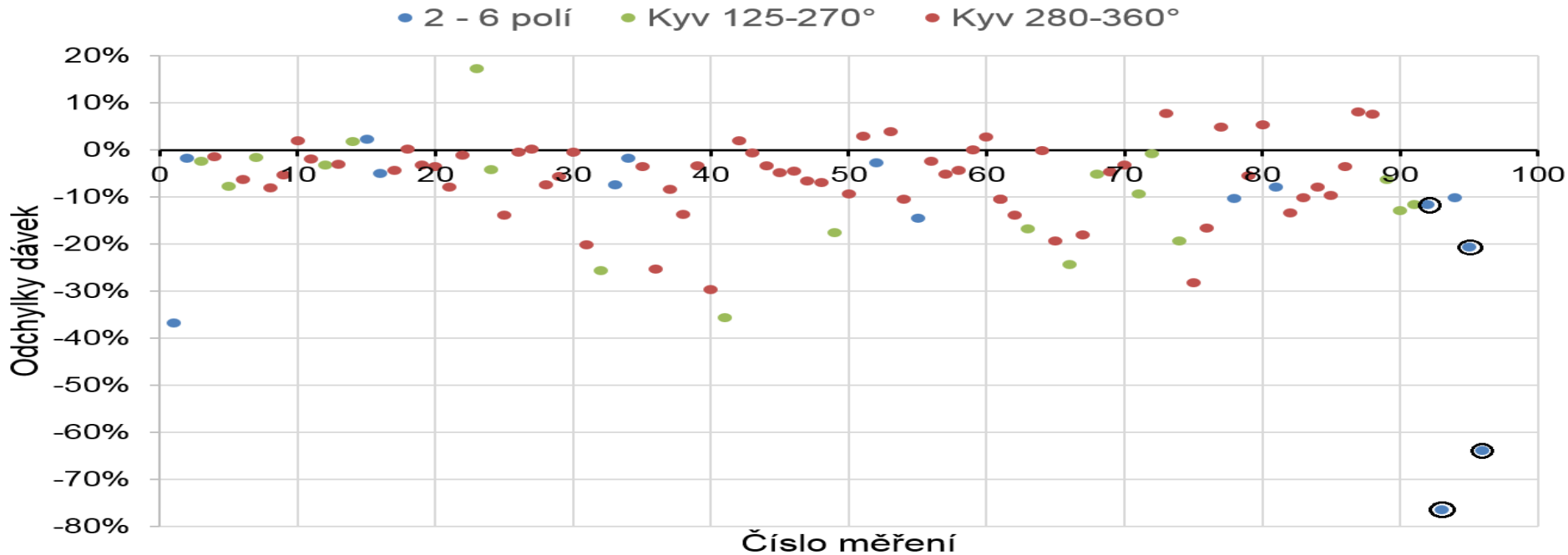
Z grafu je patrné, že rozdíly v minimálních dávkách spočítaných v TPS a v SW VeriSoft z dat z TPS jsou natolik rozdílné, že jsou pro porovnávání DVH nepoužitelné.

umíme pomáhat



Ověření přesnosti rekonstrukce DVH V Liberci

Rozdíly **minimálních** dávek v DVH z TPS a v DVH v SW VeriSoft zrekonstruovaných z dat z TPS rozdělené podle použité techniky ozařování



Rozdíly v D_{\min} mohou být způsobeny TPS (má velké odchylky v nízkých dávkách), absencí profilů v SW VeriSoft i malou hustotou IK v detektoru.

Měření 93: mamma - 3 pole step & shoot - 6 MV + 15 MV - PTV1 zasahuje do plic. External se dotýká nevýznamně.

Měření 96: mamma - 3 pole step & shoot - 6 MV + 15 MV - PTV1 zasahuje do plic nevýznamně. External se dotýká.

Další dva plány se statickými poli step & shoot mají odchylky výrazně nižší. Pro odchylky měření 93 a 96 nemám vysvětlení.

umíme pomáhat



Ověření přesnosti rekonstrukce DVH V Liberci

Rozdíly **maximálních** a **středních** dávek v DVH z TPS a v DVH v SW VeriSoft zrekonstruovaných z dat z TPS





Rozdíly velikosti dávek v PTV spočítaných v TPS a SW VeriSoft (absolutní hodnota $((\text{VeriSoft-TPS})/\text{TPS})$)

Text z White Paper od PTV: Nejistota maximální dávky DVH měřené pomocí OCTAVIUS 4D je $\pm 2\%$ pro relativně homogenní plány a $\pm 6\%$ pro plány plic.

Liberec: Byly porovnávány absolutní velikosti zjištěných odchylek bez ohledu na ozařovanou lokalitu.

	Minimální D	Střední D	Maximální D
Průměr $(D_{VS} - D_{TPS})/D_{TPS}$	9,87%	0,10%	0,08%
Směrodatná odchylka	11,71%	0,11%	0,09%



V této chvíli umístíme fantom do ozařovny a začínáme měřit.

Výsledky měření

V předchozí části byla porovnávána data z TPS s daty spočítanými v SW VeriSoft z dat poslaných z TPS.

V následující části budou porovnávána data v SW VeriSoft a to hodnoty spočítané z dat poslaných z TPS s hodnotami spočítanými z dat změřených.

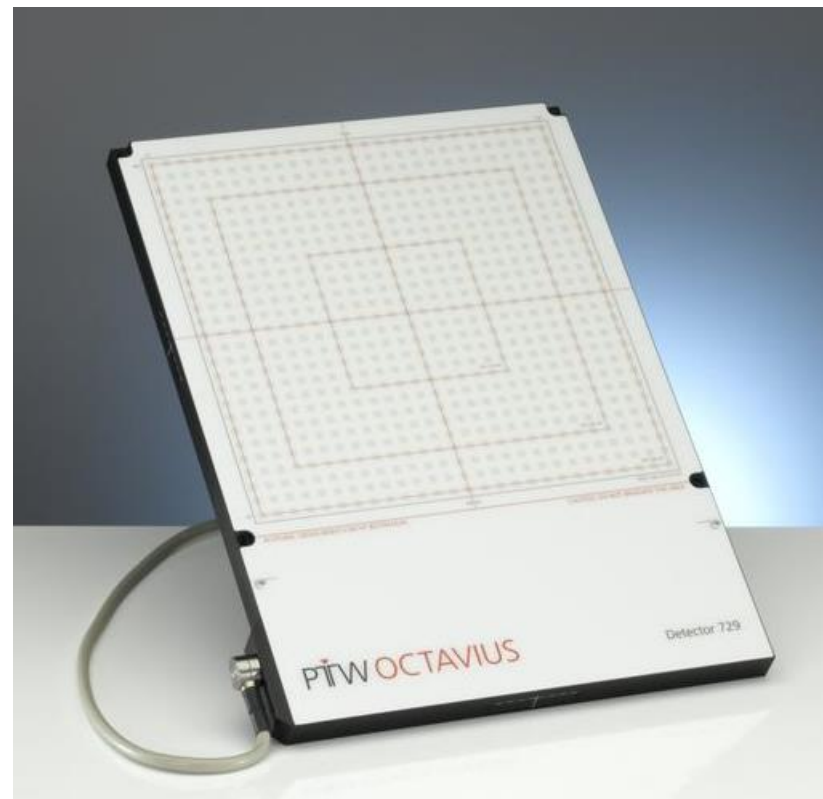
Stanovení DVH v Nemocnici Liberec

K měření byl použit Dozimetrický systém OCTAVIUS s detektorem 729.

K vyhodnocení byl použit SW VeriSoft verze 7.2.0.68.

Výpočetní matice byla $3 \times 3 \times 3 \text{ mm}^3$.

Detektor má 729 ventilovaných ionizačních komor velikosti $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$. To odpovídá objemu $0,125 \text{ cm}^3$. Vzdálenost středů IK je 1 cm.





Kalibrace před započítáním měření

Před každým měřením se detektor kalibruje k hodnotě z TPS. Povolená tolerance je **0,5 %**.

Hodnota v TPS byla spočítána pro model používaného fantomu.

Byla použita průměrná dávka v kouli o poloměru 1 mm se středem v nulovém bodu fantomu.

Počítalo se

- do **skutečné hodnoty hustoty fantomu**,
- s **mřížkou 1 mm**,
- s **přesností výpočtu 1%** a
- algoritmem **Monte Carlo**,
- pro **200 MU**.

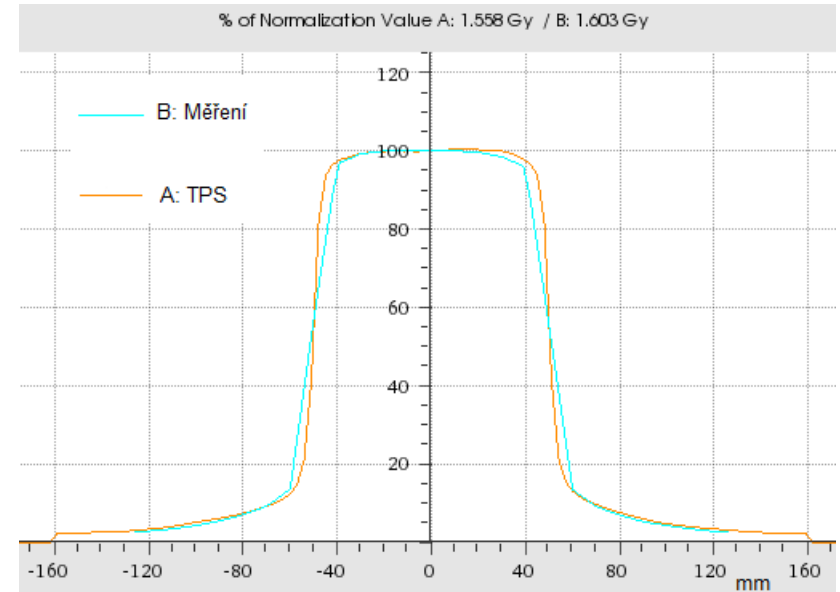


Statické pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$

Profil

Měření s 2D detektorem 729 vykazuje v oblasti polostínu značné rozdíly v profilech rekonstruovaných z dat z TPS a ve změřených profilech, protože prostorové rozlišení panelu je 10 mm.

Měření statických polí tímto typem detektoru bude tedy zatíženo větší chybou, než pole rotující nebo pole měřené detektorem s větším rozlišením.

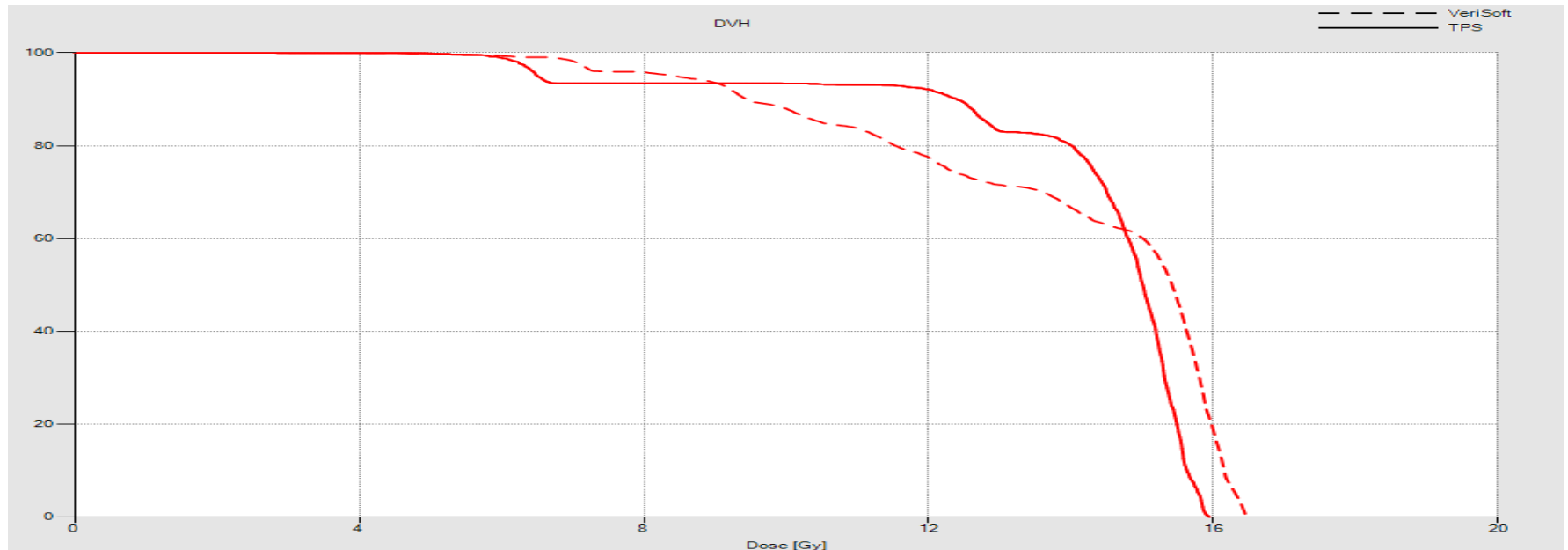


Naměřené hodnoty jsou ve shodě s dokumentem PTW **White Paper: Dose reconstruction in the OCTAVIUS 4D phantom and in the patient without using dose information from the TPS**



Statické pole 10 × 10 cm²

DVH ze SW VeriSoft



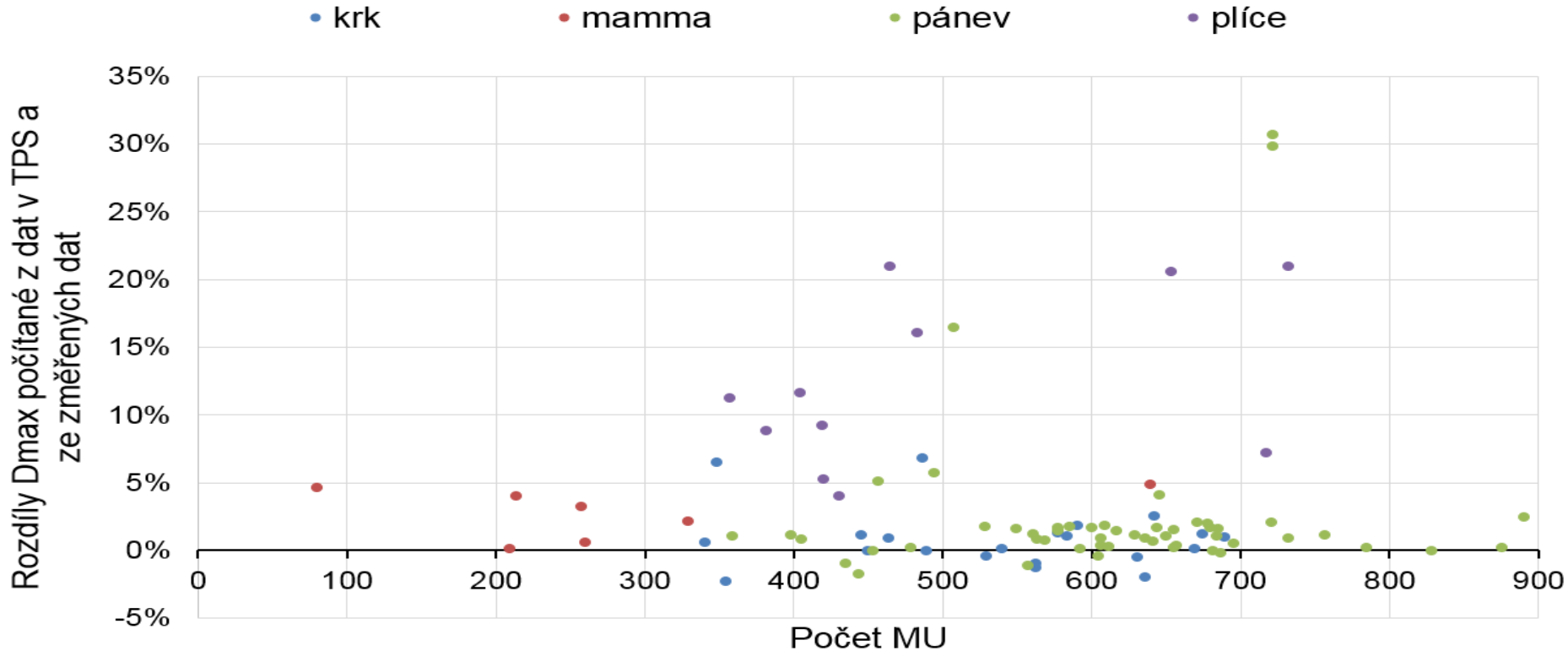
	Minimální D	Střední D	Maximální D
Rekonstruované DVH z dat z TPS	2,7 Gy	15,9 Gy	14,2 Gy
Měření	3,9 Gy	16,5 Gy	14,0 Gy
Rozdíl	44,4%	3,8%	-1,4%



Výsledky z měření plánů pacientů



Rozdíly D_{max} počítaných v SW Verisoft z dat z TPS a ze změřených dat v závislosti na počtu MU a na ozařovaném objemu ((VeriSoft-TPS)/TPS)



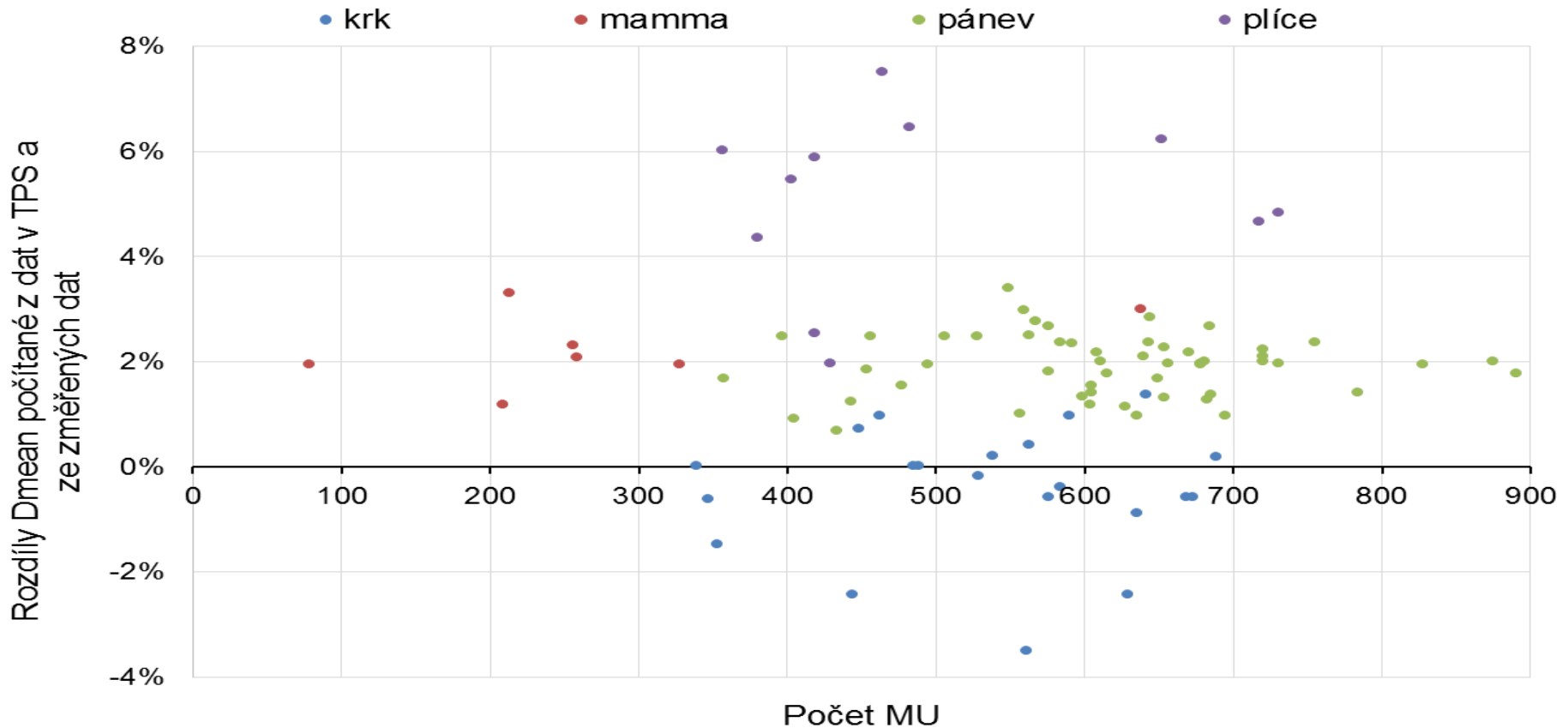
Odchytky kolem 30 % jsou náhodné chyby způsobené chybou v algoritmu ve výpočtu DVH. Vyskytly se u jednoho pacienta s ozařovanou pánví. Stejný plán byl měřen ve dvou různých dnech.

U odchytek nad 20 % je velký objem PTV v plicích.

U odchytek nad 15 % jeden pacient měl velký objem PTV v plicích a u druhého to vypadá na chybu podobnou, jako u pacienta s odchylkou 30 %.



Rozdíly D_{mean} počítaných v SW Verisoft z dat z TPS a ze změřených dat v závislosti na počtu MU a na ozařovaném objemu ((VeriSoft-TPS)/TPS)





Rozdíly dávek počítaných v SW Verisoft z dat z TPS a ze změřených dat (absolutní hodnota $((\text{VeriSoft-TPS})/\text{TPS})$)

Byly porovnávány absolutní velikosti zjištěných odchylek.

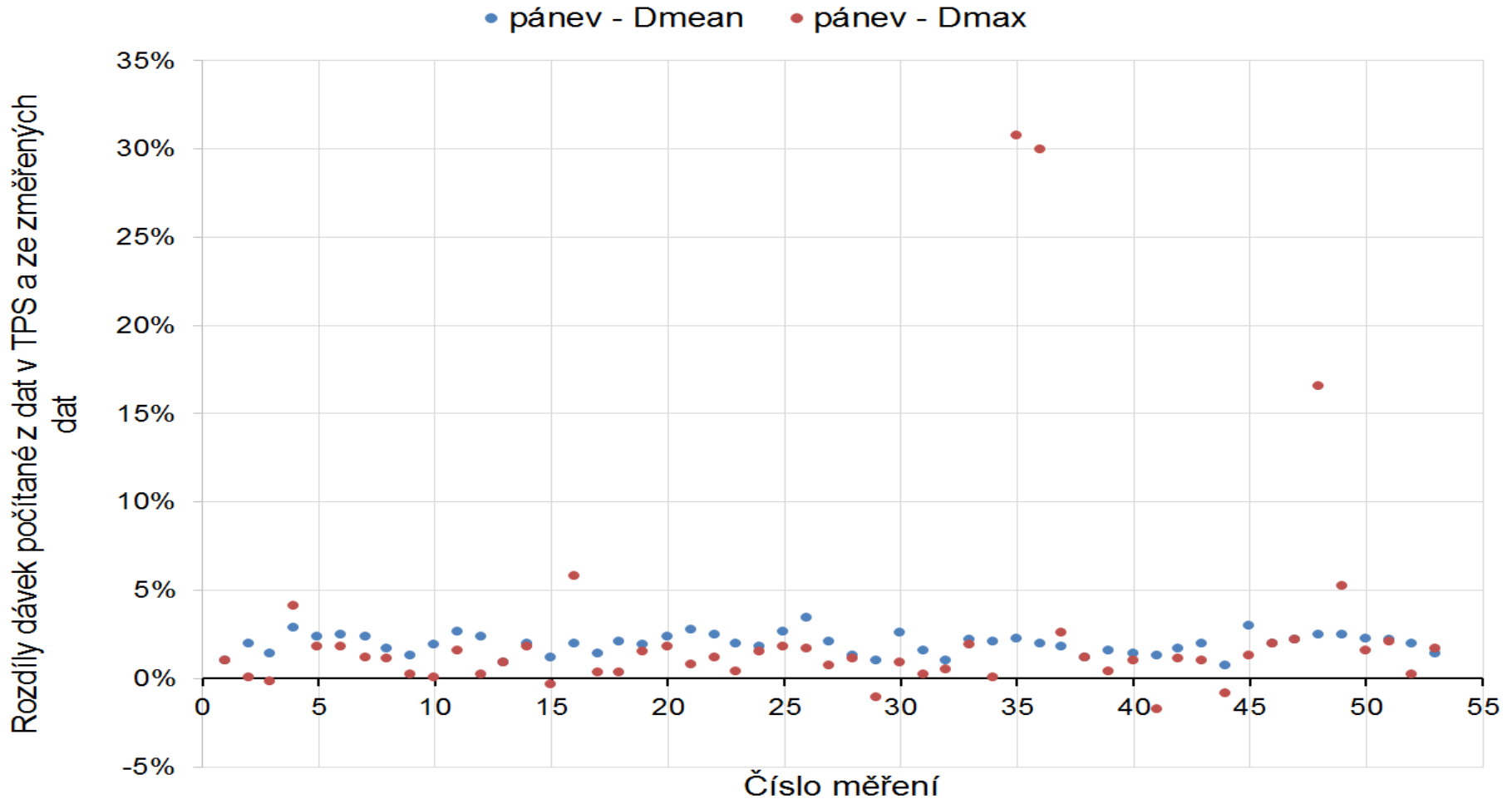
Diagnóza		krk	mamma	plíce	pánev 1	pánev 2
D_{\max}	Průměr $(D_{\text{VS}} - D_{\text{TPS}})/D_{\text{TPS}}$	1,6%	2,8%	11,6%	2,6%	1,3%
	Směrodatná odchylka	1,8%	1,7%	5,4%	5,9%	1,1%
D_{mean}	Průměr $(D_{\text{VS}} - D_{\text{TPS}})/D_{\text{TPS}}$	0,9%	2,2%	5,1%	1,9%	
	Směrodatná odchylka	0,9%	0,7%	1,6%	0,6%	

Pánev 1: Jsou zařazeny všechny hodnoty.

Pánev 2: Jsou vyřazena potenciálně chybná data.



Korelace mezi rozdíly D_{max} a D_{mean} pro PTV v pánvi

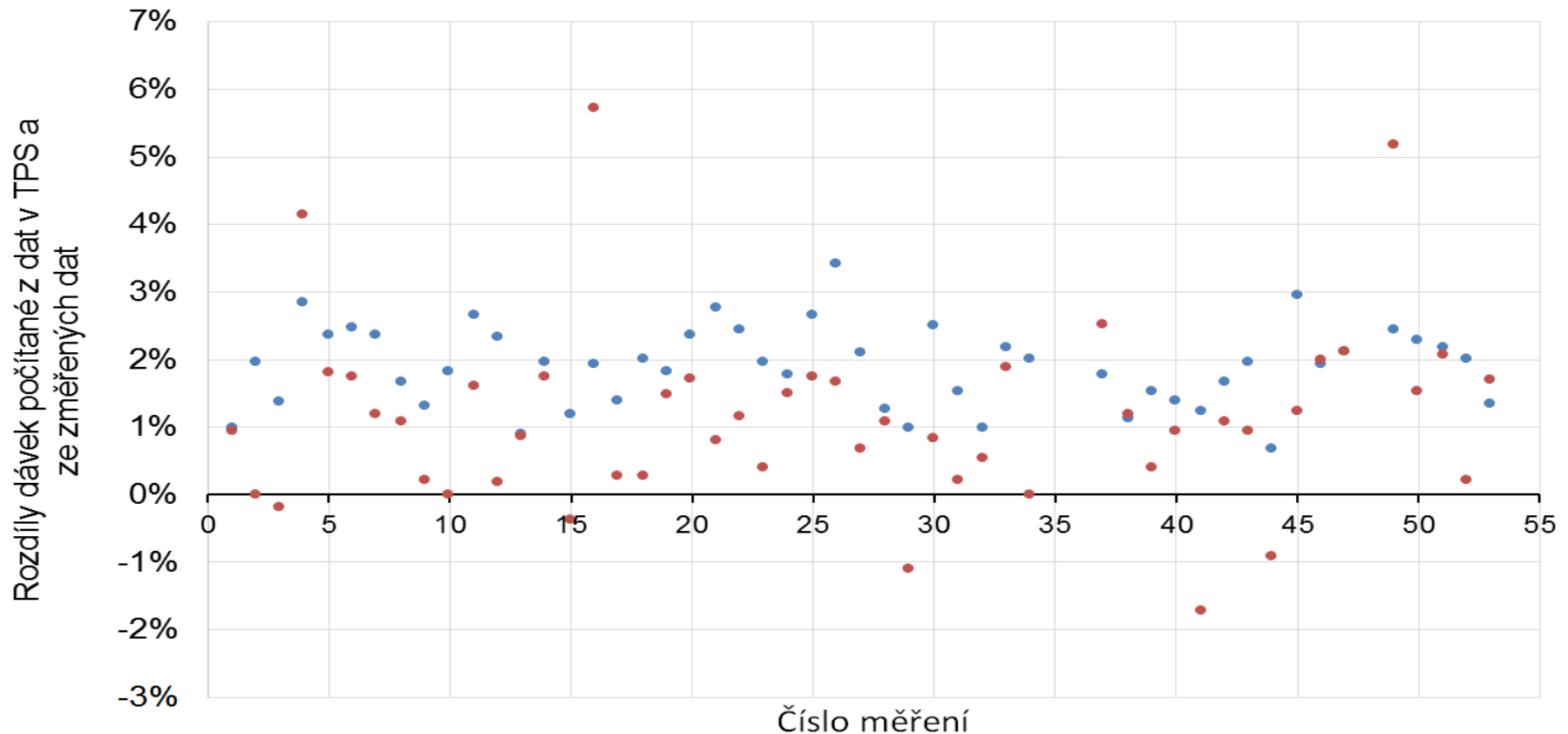




Korelace mezi rozdíly D_{\max} a D_{mean} pro PTV v pánvi

Stejný graf, pouze bez zřejmě chybných hodnot.

• pánev - Dmean • pánev - Dmax





Vyjádření výrobce PTW - Freiburg

After three weeks of deep analysis **we have found two bugs in the DVH module**. We will correct these bugs of course in the next VeriSoft version which is currently under development.

We have tested quite a number of treatment plans now and found that the findings of Liberec (one big difference in the volume calculation and one big difference in the max. dose calculation) are exceptional cases. Hence, we assume that the problem appears only in very rare cases.



Závěr

Pomocí **SW DIAMOND** lze odhalit hrubé chyby, a to za předpokladu, že je postižen dostatečný objem, aby bod, ve kterém se kontroluje dávka, spadl do chybně spočítané části plánu.

Měření s dozimetrickým systémem **Octavius** odhalí chybnou dávkou distribuci, pokud je chyba na straně lineárního urychlovače. Měření lze považovat za zkoušku end to end. Nevyhovující dávková distribuce by měla být impulzem k ověření jednotlivých parametrů urychlovače.

Pokud je měření doplněnou kontrolou **DVH**, lze předpokládat, že byly vyčerpány všechny dostupné kontroly plánu a plán může být použit k léčbě.

U TPS Monaco je také nezbytné vytvořit QA plán do anatomie pacienta a ten porovnat s ozařovacím plánem.

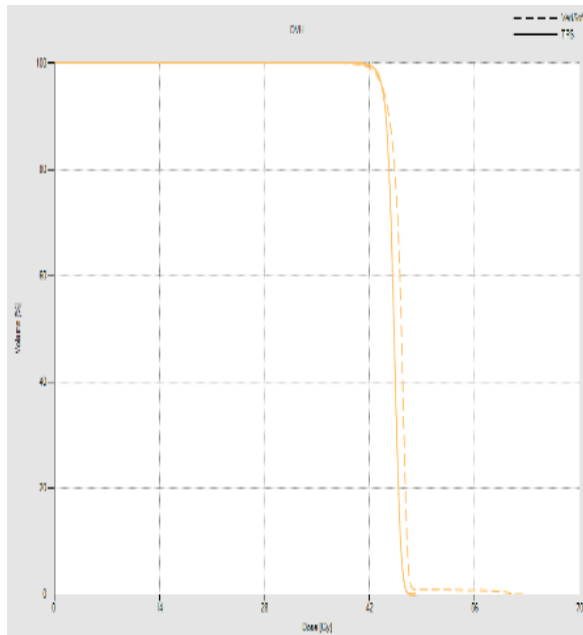


Závěr

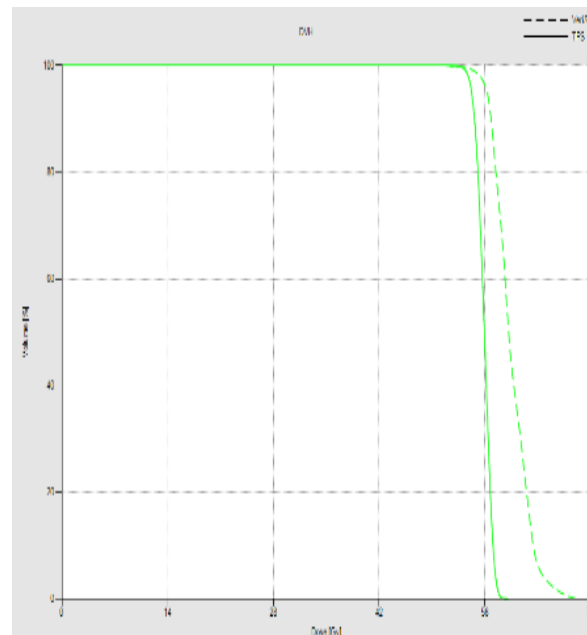
Za současného stavu se zdá nejlepší variantou nespoléhat na hodnoty uvedené v záložce DVH, ale okem hodnotit shodnost profilů.

Ukázka DVH v SW VeriSoft pro různé situace

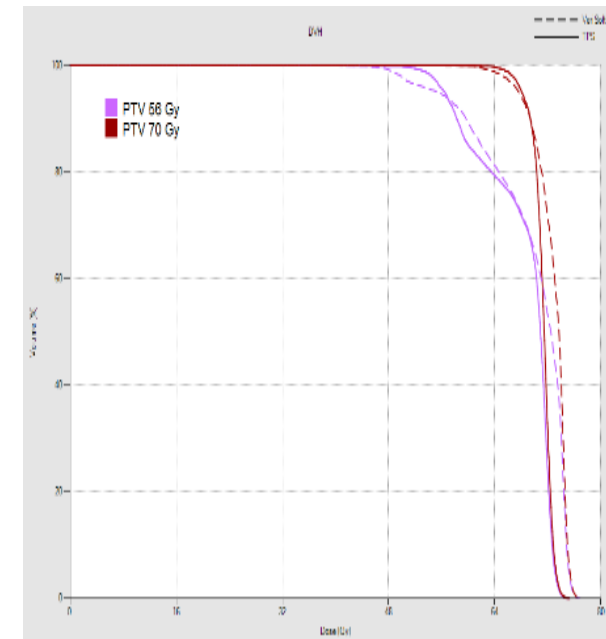
Pacient poslaný do PTW
kvůli velkému rozdílu v Dmax



Plíce – 4 statická pole,
dynamický MLC, 15 MV



Prostata – simultánní
integrováný boost





Závěr

Komunikace a zpětná vazba mezi výrobcem a uživatelem je pro zlepšování přístrojového vybavení včetně SW nezbytná.

Děkuji PTW – Freiburg za to, že nám naslouchá.

Děkuji za pozornost

umíme pomáhat