

Univerzita Palackého v Olomouci Přírodovědecká fakulta

Katedra experimentální fyziky



**Aplikace digitálního zpracování obrazu
ve fyzikálních experimentech**

Dizertační práce

Mgr. Vladislav Janák

Olomouc 2020

Bibliografická identifikace

Autor:	Vladislav Janák
Název práce:	Aplikace digitálního zpracování obrazu ve fyzikálních experimentech
Typ práce:	Dizertační
Pracoviště:	Katedra experimentální fyziky
Vedoucí práce:	Doc. Ing. Luděk Bartoněk, Ph.D.
Rok obhajoby:	2020
Počet stran:	102 (včetně příloh)
Přílohy:	4
Jazyk:	Český
Abstrakt:	<p>Předložená dizertační práce se zabývá měřením biomechanických parametrů kadaverózních vzorků bederní části lidské páteře. Hlavním úkolem bylo navržení a sestavení nové měřicí lavice (II. generace) včetně řídicí elektroniky a obslužného softwaru. Ověření funkčnosti je provedeno na implantaci implantátu Lumir XLIF CAGE na kadaverózním vzorku lidské páteře. Při řešení zadaného tématu bylo nutné se zabývat mimo zpracování signálu a elektronických návrhů i problematikou digitálního zpracování obrazu, modelování a mechanické konstrukce.</p>
Klíčová slova:	LabVIEW, CompactRio, digitální zpracování obrazu, LUMIR XLIF CAGE, bederní páteř, tenzometr, krokový motor.

Bibliographical identification

Author: Vladislav Janák

Title: Digital image processing in Physics experiment

Type of thesis: Ph.D. thesis

Department: Department of Experimental Physics

Supervisor: Doc. Ing. Luděk Bartoněk, Ph.D.

Year of presentation: 2020

Number of pages: 102 (including appendices)

Appendices: 4

Language: Czech

Abstract: Dissertation thesis describes measurement of biomechanical parameters of the cadaverous lumbar spine samples. The main task was design and production of new measurement device (II. generation) including control electronics and software. Final testing is performed by measurement of cadaverous lumbar spine sample with the Lumir XLIF CAGE implant implanted. During research it was necessary to solve not only signal processing and circuit design, but also digital image processing, modeling and mechanical design.

Keywords: LabVIEW, CompactRio, digital image processing, LUMIR XLIF CAGE, lumbar spine, tensometer, stepper motor.

Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat svému vedoucímu doc. Ing. Luďkovi Bartoňkovi, Ph.D. a konzultantovi doc. RNDr. Jiřímu Pechouškovi, Ph.D. za jejich cenné rady a připomínky. Dále bych chtěl poděkovat prof. MUDr. Lumíru Hrabálkovi, Ph.D. za zajištění měřených vzorků a konzultaci výsledků měření a RNDr. Jiřímu Keprtovi, Dr.Sc. za technickou podporu při realizaci měření a spolupráci při návrhu měřicí metodiky.

Publikační činnost a výsledky autora po dobu studia PGS

[A1] **Vladislav Janák**, Luděk Bartoněk, Lumír Hrabálek, Jiří Keprt and Jiří Charamza: The prototype BS-II for computer measurement of biomechanical characteristics of the human cadaverous lumbar spine. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, Volume:**14** Issue:1, 2019 14:454, ISSN:1749-799X, DOI:10.1186/s13018-019-1463-8.

[A2] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Charamza, J.: Utilization of speckle techniques for measuring very small changes in motion of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine while watching biomechanical properties. *Sborník mezinárodní konference "International Conference on Applications for Image Based Measurements"*, ICAIM 2014, June 24-25, 2014 Leipzig, Germany. ISBN 978-3-00-045317-5.

[A3] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Keprt, J.: Interface for reading data from 1D CCD sensor Hamamatsu S10077. *DGaO Proceedings 2015* - <http://www.dgao-proceedings.de> - ISSN: 1614-8436 - urn:nbn:de:0287-2015-P037-4. submitted: 8.Jul.2015 - published: 19. Aug.2015. http://www.dgao-proceedings.de/download/116/116_p37.pdf.

[A4] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Počítačové rozhraní pro vyčítání dat z řádkového CMOS snímače HAMAMATSU S10077 s vestavěným A/D převodníkem. (Interface for reading data from 1D CMOS sensor HAMAMATSU S10077 with build-in A/D converter). *Trendy ve vzdělávání 2015 konference*. ISSN 1805-8949, **157-162**.

[A5] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Počítačové rozhraní pro vyčítání dat z řádkového CMOS snímače HAMAMATSU S10077 s vestavěným A/D převodníkem. *Trendy ve vzdělávání 2015*, ISSN 1805-8949, **157-162**, časopis TVV 2015, http://www.kteiv.upol.cz/tvv_web/tvv15/tvv_2015_proceedings.pdf

[A6] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Keprt, J.: Návrh kamerového modulu s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077. (Design of camera module with line sensor Hamamatsu S10077). *JMO*, 7-8/2015, vol. 60, **216-218**.

[A7] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Interface for reading data from 1D CMOS sensor Hamamatsu S10077 with build-in A/D converter. *Zborník IX. medzinárodnej vedeckej konferencie Posolstvo Jána Pavla II. 2016*, 21. – 22. apríla 2016 Poprad, Editori doc. PaedDr. ThDr. Anton Lisník, PhD. PhDr. Katarína Greňová, VERBUM Ružomberk 2016, pp.**1103**, ISBN

978-80-561-0369-2. Hrabovská cesta 5512/1A, 034 01 Ružomberok verbum@ku.sk,
<http://konferenciapp.ku.sk/>,

[A8] Bartonek, L.; **Janak, V.**; Keprt, J.: Automatic device for measuring biomechanical properties of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine Edited by: Mullerova, J; Senderakova, D; Ladanyi, L; et al. *Conference: 20th Slovak-Czech-Polish Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics (SCPOC) Location: Jasna, SLOVAKIA Date: SEP 05-09, 2016. Sponsor(s): Univ Zilina, Fac Elect Engn, Inst Aurel Stadola; Univ Zilina, Fac Elect Engn, Dept Phys; Int Laser Ctr; Slovak Electrotechn Soc; Slovak Res & Dev Agcy; Czech & Slovak Soc Photon; Kvant s r o; OptiXs s r o. 20TH SLOVAK-CZECH-POLISH OPTICAL CONFERENCE ON WAVE AND QUANTUM ASPECTS OF CONTEMPORARY OPTICS Book Series: Proceedings of SPIE, Volume: 10142 Article Number: UNSP **1014217** Published: 2016.*

[A9] **Janák V.**, Bartoněk L.: Ochrana dat v internetové síti-veřejný a privátní rozsah IP adres v jedné fyzické síti (Internet data safety – public and private range of IP addresses in the same network). *JMO*, 8-9/2017, vol. 62, **207-209**.

[A10] **Vladislav Janák**, Luděk Bartoněk and Jiří Keprt: Visualization of small changes in the movement of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine using speckle interferometry. *MethodsX*, Volume 7, 2020, ISSN: 2215-0161, Doi.org/10.1016/j.mex.2020.100833.

Další činnosti spojené se studiem PGS

Stáž National Instruments Maďarsko – výroba a osazování desek plošných spojů.

Stáž SAV (Slovenská Akadémie Věd) Bratislava, Ústav meranie, práce na RTG mikrotomografu (3 měsíce).

Proof of Concept UP - Biomechanické hodnocení metod stabilizace kadaverózní lidské páteře PoC_0802, 909710012/90.

IGA – spolupráce na projektu v letech 2012 – 2018.

Prohlášení autora

Prohlašuji, že jsem dizertační práci vypracoval samostatně. Použitou literaturu a informační zdroje uvádím v příloženém seznamu literatury. Dále prohlašuji, že jsem měl hlavní autorský přínos v následujících publikacích, které tvoří základ této dizertační práce:

Janak, V., Bartonek, L., Hrabalek, L. et al.: : The prototype BS-II for computer measurement of biomechanical characteristics of the human cadaverous lumbar spine . *Journal of orthopaedic surgery and research* (Springer Nature, BioMed London).

Janák, V., Bartoněk, L. and Keprt, J.: Visualization of small changes in the movement of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine using speckle interferometry (Elsevier, *MethodsX*).

V Olomouci dne 25. září 2020.

.....

Mgr. Vladislav Janák

Obsah

Publikační činnost a výsledky autora po dobu studia PGS.....	5
Prohlášení autora	7
1. Cíle dizertační práce – současný stav.....	11
1.1 Lékařské poznatky.....	11
1.2 Měřicí lavice pro biomechanická měření – původní verze	12
1.3 Cíle předložené práce	13
2. Návrh metod biomechanických měření	14
2.1. Silová měření	14
2.1.1. Kalibrace tenzometrů – metoda regresní analýzy.....	15
2.2. Měření pohybu komponent vzorku (obratlů).....	17
2.2.1. Prahování	17
2.2.2. Morfologické transformace.....	17
2.2.3. Konvoluce	18
2.2.4. Rychlá Fourierova transformace (2D) - Speckle interferometrie	19
3. Měřicí biomechanická lavice druhé generace BS-II (realizace).....	22
3.1. Požadavky na nové měřicí zařízení BS-II	22
3.2. Vývojové prostředí National Instruments LabVIEW.....	22
3.3. Hardwarové komponenty použité ke konstrukci systému BS-II.	23
3.3.1. Tenzometry Sensocar BL/BL-C.....	23
3.3.2. CompactRIO	26
3.3.3. NI 9501	26
3.3.4. NI 9425	27
3.3.5. NI 9217	28
3.3.6. Krokové motory SX23-1020.....	28
3.3.7. Kamerový modul s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077.....	29

3.3.8. Kamera Vision Marlin F131B	30
3.3.9. Kamera Smartekvision GC1621MP.....	30
3.4. Mechanická konstrukce stroje	31
3.5. Řídicí programy pro ovládání systému BS-II.....	33
3.5.1. Nájezd na střed osy.....	33
3.5.2. Rozsvička – rozhybání před samotným měřením.....	34
3.5.3. Program pro hledání bodu s nejnižší silou.....	35
3.5.4. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro CompactRio	36
3.5.5. Pojezdy s definovanou vzdáleností.....	38
3.5.6. Podpůrný program pro programy běžící v PC – „Slave“	39
3.5.7. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro PC.....	41
3.5.8. Program pro automatické měření.....	43
3.5.9. Program pro seřazení kamer – Nahled.vi.....	44
3.6. Měření mechanických rozsahů os	45
3.7. Úpravy zdroje pro napájení tenzometrů	45
3.8. Kalibrace tenzometrů.....	46
3.9. Metody obrazové analýzy, použité v práci.....	46
3.9.1. Analýza velkých změn	46
3.9.1.1. Obrazová funkce Konvoluce	47
3.9.1.2. Obrazová funkce Prahování	48
3.9.1.3. Interaktivní úpravy obrazu.....	51
3.9.1.4. Určení polohy (souřadnic) obratlů v obraze.....	52
3.9.2. Analýza malých změn v obraze (interferenční metoda)	56
3.9.2.1. Speckle metoda dvojího záznamu.....	56
3.9.2.2. Rychlá Fourierova transformace.....	57
3.9.2.3. Simulace vzoru koherenční zrnitosti	58
3.9.2.4. Experimentální výsledky pseudo-speckle metody.....	61
4. Aplikace zařízení BS-II v praxi - Vyhodnocení implantace implantátu LUMIR XLIF CAGE na kadaverózním lidském vzorku.	63

4.1. Příprava experimentu - Upevnění vzorku	63
4.2 Implantát.....	64
4.3 Vyhodnocení implantace a porovnání výsledků.....	65
5. Závěr a perspektiva	67
Použitá literatura.....	68
Přílohy	70
<i>Příloha 1. Prototyp BS-II [A1]</i>	<i>71</i>
<i>Příloha 2. Vizualizace malých změn [A10].....</i>	<i>83</i>
<i>Příloha 3. Kamerový modul s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077 [A3]</i>	<i>98</i>
<i>Příloha 4. Zabezpečení BS-II při komunikaci po Internetové síti [A9]</i>	<i>100</i>

1. Cíle dizertační práce – současný stav

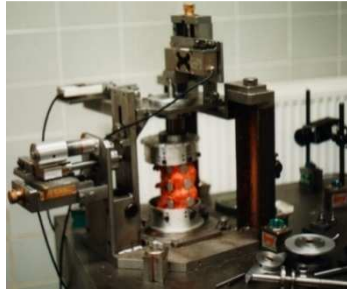
1.1 Lékařské poznatky

Počínaje třetím deceniem věku dochází na každém úseku páteře, a zvláště na bederní páteři, k degenerativním změnám. Míra a rychlost rozvoje těchto změn je individuální a klinicky se během života projeví až v 80% populace. Degenerace bederní páteře probíhá ve třech stadiích: Stadium dysfunkce je charakterizováno degenerací nucleus pulposus (hlenového jádra) s narušením anulus fibrosus (vazivového prstence) bederní meziobratlové ploténky a dále rozvojem postižení meziobratlových kloubů. V následujícím stadiu instability (nestability) dochází ke snížení meziobratlového prostoru a k uvolnění kloubních pouzder meziobratlových kloubů a dále rozvolnění žlutého vazů a interspinózních vazů. Důsledkem těchto patologickoanatomických změn je patologické zvýšení pohyblivosti obratlů. Ve finálním stadiu restabilizace dochází k tvorbě kostních výrůstků na obratlových tělech a k rozvoji spondylartrózy (zmohtnutí meziobratlových kloubů). Tím dochází k restabilizaci páteře, ale zároveň ke zúžení páteřního kanálu a meziobratlových otvorů s postižením nervových kořenů z komprese. Každé stadium má své specifické klinické projevy. Zabýváme se zejména problematikou nestability páteře, jejíž příčinou je degenerativní onemocnění páteře. Příčinou nestability může být dále trauma, nádor, zánět, vrozená onemocnění. Nestabilita páteře dle Panjabiho [1] je definovaná jako snížená schopnost páteře reagovat na fyziologickou zátěž. Nestabilita páteře vyžaduje operační stabilizaci fixací postiženého pohybového segmentu. K tomu se používají různé metody instrumentace a hovoříme o tzv. vnitřní fixaci. Způsoby fixace můžeme dělit podle operačního přístupu. Při zadním přístupu můžeme použít Transpedikulární fixaci, při které zavádíme šrouby do obratlových těl přes pedikl (spojení těla s obloukem) a jednotlivé šrouby pak fixujeme vzájemným spojením šroubů tyčemi. Její vylepšenou verzí je pak PLIF (posterior lumbar interbody fusion) [2], kdy k transpedikulární fixaci přidáme ještě tzv. mezitělovou fúzi (srůst meziobratlových těl) pomocí titanových klíček po odstranění meziobratlové ploténky. Jinou metodou je Translaminární fixace [3], při níž stabilizujeme pomocí šroubů přímo intervertebrální klouby zavedením šroubů přes oblouky obratlové. Při předním přístupu používáme operační metodu ALIF (anterior lumbar interbody fusion), při které po odstranění meziobratlové ploténky vkládáme kostní autotransplantát nebo titanovou klíčku k zajištění mezitělové fúze. V původní verzi konstrukce stroje byly pro fixaci vzorků lumbální části páteře používány šrouby (translaminar fixation TL) a klece (interbody fusion ALIF), případně šrouby v kombinaci s klecemi (TL a ALIF), což je podrobněji popsáno ve zdrojích [4] a [5]. Relativně

novou fixační metodou je Extrémně boční přístup XLIF [6] (Extreme Lateral Interbody Fusion), který umožňuje vyhnout se orgánům v břišní dutině i velkým cévám. Metoda XLIF patří mezi minimálně invazivní chirurgické metody. Kožní řez při použití této chirurgické metody nepřesahuje délku šesti centimetrů. V souvislosti s operační metodou XLIF vyvinul v roce 2017 primář Neurochirurgické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc a Lékařské fakulty Univerzity Palackého prof. Lumír Hrabálek unikátní meziobratlový implantát LUMIR XLIF CAGE [7 – 11]. Implantát LUMIR XLIF CAGE byl testován měřicím systémem BS-II druhé generace, jehož výzkum a vývoj je součástí této práce.

1.2 Měřicí lavice pro biomechanická měření – původní verze

Pro měření biomechanických parametrů kadaverózních vzorků lidské páteře bylo navrženo měřicí zařízení se specializací na spodní část páteře (L1-L5). Pomocí tohoto zařízení byl každý prvek nedestruktivně testován při původním stavu (intaktní stav) a po aplikaci příslušné stabilizační metody ve stupních volnosti - flexe, extenze, postranních ohybů, axiálního krutu (torze) a komprese. Uvedené zařízení za pomoci potřebných mechanismů působilo mechanicky na vzorek a během této činnosti byl měřen mechanický odpor (využití tenzometrů) a požadovaná tuhost vzorku byla vypočítána v poměru k intaktnímu a stabilizovanému stavu páteře. Současně byl během uvedených pohybů (měření tuhosti vzorku) také pozorován pohyb jednotlivých částí vzorku (obratlů). Tento pohyb byl snímán dvěma kolmo umístěnými CCD kamerami, které snímaly, pro zvýšení přesnosti, plochu kruhových terčů mechanicky spojených s jednotlivými obratli, pokryté laser speckle obrazy. Optický signál byl přenášen do počítače a vyhodnocován pro malé posuny terčů metodou rychlé 2D Fourierovy transformace a souřadnicově pro změny přesahující 5 mm, jak je podrobněji popsáno ve zdrojích [4] a [5]. Uvedené zařízení bylo obsluhováno mechanicky (ručně), což neumožňovalo dostatečnou přesnost při opakovatelnosti jednotlivých měření. Fotografie původního mechanicky ovládaného zařízení společně s měřeným vzorkem páteře (L1-L5) je na obr. 1 a obr. 2.



Obr. 1. Ruční zařízení pro měření biomechanických vlastností kadaverózní lidské páteře.



Obr. 2. Aplikace klecí a šroubů pro stabilizaci vzorku.

1.3 Cíle předložené práce

Obsahem této práce je návrh a výroba nové měřicí lavice BS-II včetně softwarového řízení, která provádí výše uvedené měřicí sekvence automaticky v přesně definované opakované posloupnosti, čímž je dosažena objektivita měření a možnost statistického zpracování. Stálá teplota a vlhkost je zajištěna klimatizačními možnostmi užitými laboratoře. Hlavním úkolem byl návrh a realizace nového elektronického systému, který bude ovládat celý měřicí systém a umožní jeho automatický provoz. Při počátečních fázích experimentování bylo navrženo a sestrojeno rozhraní s jednořádkovým optickým snímačem 1D CMOS Hamamatsu S10077. Druhým úkolem byl návrh vhodné analýzy dat získaných při měření, kde pro optické vyhodnocení byly použity metody digitálního zpracování obrazu a pro tenzometrická měření metody kalibrace formou statistické regrese. Kromě měření kadaverózních vzorků byly v rámci práce měřeny i výukové modely páteří, získané 3D tiskem z dat získaných pomocí zobrazovacích metod CT (Computer Tomography) a MRI (Magnetic Resonance Imaging). Vzhledem k tomu, že celé zařízení komunikuje pomocí počítačové sítě, je v práci řešena i problematika ochrany zařízení v počítačové síti, popsána v Příloze 4. – FIREWALL. Problematika ochrany zařízení v počítačové síti byla publikována v recenzovaném časopise *Jemná Mechanika a Optika* [A9]. Celá práce Aplikace digitálního zpracování obrazu ve fyzikálních experimentech navazuje na publikace [4] a [5], kde bylo vyvinuto ručně ovládané zařízení a navržena metodika měření biomechanických vlastností kadaverózní lidské páteře.

2. Návrh metod biomechanických měření

2.1. Silová měření

S odvoláním na literaturu [1], [4] a [5] jsou biomechanické vlastnosti vzorků charakterizovány tzv. tuhostí S (stiffness). Tuhost S_C vzorku zatěžovaného na tlak (axial compression) je definována vztahem

$$S_c = \frac{F}{\Delta l}, \quad (1)$$

kde F je axiální osová síla a Δl změna délky l vzorku způsobená zatěžovací silou. Rozměrově lze psát

$$[S_C] = \frac{N}{mm}, \quad (2)$$

kde N (Newton) je jednotka síly F , přičemž změna délky vzorku Δl je vyjádřena v milimetrech.

Tuhost S_t vzorku zatěžovaného na otáčení v ose vzorku, resp. torzi (axial torsion) lze vyjádřit ve tvaru

$$S_t = \frac{Fr}{\varphi}, \quad (3)$$

přičemž Fr je otáčivý moment síly F působící na konci ramene r a φ je úhel osové rotace.

Rozměrově platí

$$[S_t] = \frac{Nm}{rad}, \quad [S_t] = \frac{Nm}{grad} \quad (4)$$

kde velikost síly je dána v Newtonech, délka ramene otáčení v metrech a úhel otočení ve stupních nebo radiánech. Jelikož naměřené hodnoty tuhosti vzorků destabilizovaných a stabilizovaných páteří jsou porovnávány poměrově (ne rozdílově) s tuhostí vzorků původních (intact), je vhodnější, resp. jednodušší nahradit měření úhlů φ měřením posuvu konce ramene r v milimetrech. Definujeme tedy tuhost v torzi vztahem

$$S_t = \frac{Fr}{d} \quad (5)$$

resp. rozměrově

$$[S_t] = \frac{Nm}{mm} \quad (6)$$

Pro flexi, extenzi a pravý a levý ohyb vyjadřujeme tuhost jednotně

$$S_f = \frac{Fl}{\alpha} \quad (7)$$

kde F je síla působící ohyb vzorku délky l (nebo jeho části) o úhel α . Opět rozměrově můžeme psát

$$[S_f] = \frac{Nm}{rad}, \quad [S_f] = \frac{Nm}{grad} \quad (8)$$

Ze stejných důvodů jako v případě torze je jednodušší definovat

$$[S_f] = \frac{Fl}{d} \quad (9)$$

a měřit úhel v jednotkách posunu ramene l tj.

$$[S_f] = \frac{Nm}{mm} \quad (10)$$

2.1.1. Kalibrace tenzometrů – metoda regresní analýzy

Rovnice (12-15) ukazují kalibraci tenzometru použitého pro měření síly. Postup je nezbytný pro převod napětí z tenzometrů na jednotky síly v Newtonech. Funkční závislost proměnných je řešena regresní analýzou, popsanou lineární funkcí

$$\bar{y}_i = ax_i + b. \quad (11)$$

Lze psát

$$S = \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2 = \sum_{i=1}^n [y_i - f(x_i, a_0, a_1, \dots, a_{p-1})]^2 \rightarrow \min, \quad (12)$$

nebo

$$S = \sum_{i=1}^n [y_i - (ax_i + b)]^2 \rightarrow \min. \quad (13)$$

Hledání lokálního minima k veličině a:

$$\frac{\partial S}{\partial a} = 0 \quad (14)$$

$$\frac{\partial S}{\partial a} = -2 \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b) \cdot x_i = 0. \quad (15)$$

Po úpravě

$$\sum_{i=1}^n (ax_i^2 + bx_i - x_i y_i) = 0. \quad (16)$$

Lokální minimum pro veličinu b:

$$\frac{\partial S}{\partial b} = 0, \quad (17)$$

$$\frac{\partial S}{\partial b} = -2 \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b) = 0. \quad (18)$$

Po úpravě

$$\sum_{i=1}^n (ax_i + b - y_i) = 0. \quad (19)$$

Soustava rovnic s neznámými a, b (Normální rovnice)

$$\begin{aligned} \sum_{i=1}^n x_i^n x_i^2 \cdot a + \sum_{i=1}^n x_i^n b &= \sum_{i=1}^n x_i^n x_i y_i \\ \sum_{i=1}^n x_i^n x_i \cdot a + n \cdot b &= \sum_{i=1}^n x_i^n y_i \end{aligned} \quad (20)$$

Po označení

$$\sum_{i=1}^n x_i^2 = A, \quad \sum_{i=1}^n x_i = B, \quad \sum_{i=1}^n x_i y_i = C, \quad \sum_{i=1}^n y_i = D \quad (21)$$

Pak lze soustavu normálních rovnic zapsat:

$$\begin{aligned} Aa + Bb &= C, \\ Ba + nb &= D, \end{aligned} \quad (22)$$

což je soustava lineárních rovnic vzhledem k hledaným parametrům a , b . Celý postup lze pro koeficienty a , b zkráceně zapsat rovnicemi (23 a 24), kde všechny součty/sumy jsou vztaženy od 1 do n :

$$a = \frac{\sum x_i^2 \sum y_i - \sum x_i \sum x_i y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} = \frac{1}{n} (\sum y_i - b \sum x_i), \quad (23)$$

$$b = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2}. \quad (24)$$

2.2. Měření pohybu komponent vzorku (obratlů)

2.2.1. Prahování

Prahování (angl. thresholding) je metoda segmentace obrazu založená na hodnocení jasu každého pixelu. Jejím principem je nalezení takové hodnoty (prahu) v histogramu, pro kterou bude platit že všechny hodnoty jasu nižší než práh odpovídají pozadí, zatímco všechny hodnoty vyšší než práh odpovídají popředí. Prahování je transformace vstupního obrazu f na výstupní (segmentovaný) binární obraz g dle vztahu

$$g(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{where } f(i, j) \geq T, \\ 0 & \text{where } f(i, j) < T, \end{cases} \quad (25)$$

kde T je předurčená konstanta zvaná práh, oddělující části obrazu, které patří do členitosti objektů od části v pozadí. Specifickým typem prahování je pak prahování intervalem, při jehož aplikaci na obraz budou všechny pixely jejichž jasová složka leží uvnitř intervalu mezi minimálním a maximálním prahem nastaveny na logickou 1, zatímco všechny pixely s jasovou složkou ležící mimo interval budou nastaveny na 0.

2.2.2. Morfologické transformace

Morfologické transformace [12] jsou matematické operace, užívané především pro předzpracování obrazu. Matematická morfologie využívá vlastností bodových množin. Morfologické transformace jsou prakticky realizovány za pomoci množinových operátorů jako relace obrazu

(tvořící velkou množinu X) s jinou menší množinou, nazývanou strukturní element. Základními transformacemi matematické morfologie jsou dilatace, eroze, otevření a uzavření.

Dilatace \oplus je skládání dvou množin pomocí vektorového součtu (Minkovského množinový součet) a je definována

$$X \oplus B = \{d \in E^2 : d = x + b, x \in X, b \in B\} \quad (26)$$

Operace eroze \ominus skládá dvě bodové množiny s využitím rozdílu vektorů a lze ji definovat

$$X \ominus B = \{d \in E^2 : d + b \in X \text{ where } \forall b \in B\}. \quad (27)$$

Operace Otevření je eroze následovaná dilatací a používá se k odstranění detailů v obraze, které jsou menší než strukturní element, zatímco celkový tvar objektu zůstává zachován. Otevření množiny X strukturním elementem B je značeno $X \circ B$ a je definováno rovnicí

$$X \circ B = (X \ominus B) \oplus B, \quad (28)$$

kde symbol \ominus značí operaci eroze.

Operace Uzavření je Dilatace následovaná erozí a je definována rovnicí

$$X \bullet B = (X \oplus B) \ominus B. \quad (29)$$

2.2.3. Konvoluce

Určení pozice obrátle z digitálního obrazu vyžaduje tzv. předzpracování obrazu, což znamená užití vhodného matematického nástroje, který dokáže jednoduše vykonávat obrazové operace. Základní metody fungování obrazových funkcí operují s analýzou pixelu a jeho částečně zvoleného okolí. Hodnota tohoto pixelu (v našem případě jas) je následně nahrazena lineární kombinací hodnot ze zkoumané oblasti. Konvoluce je důležitý nástroj, který je definován rovnicí (30) pro nepřetržitou funkci $f(t)$ a $h(t)$.

$$g(t) = \int_{\tau=0}^{+\infty} f(\tau) h(t-\tau) d\tau = f(t) * h(t). \quad (30)$$

Operátor $*$ indikuje symbolický vztah mezi dvěma funkcemi f a h (aktuální násobení aplikuje na Laplaceovy obrazy z těchto funkcí). Funkce h je také nazývána konvoluční jádro. Pro diskrétní 2D funkci, získaný vztah může být převeden do podoby (31).

$$g(x, y) = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} f(i, j) h(x-i, y-j) = f(x, y) * h(x, y), \quad (31)$$

kde M , spolu s N , jsou čísla souřadnic, navzájem $(i, j) = 0$. Konvoluční jádro h je diskrétní v tvaru z dvoudimenzionální matice a nazývá se filtr.

2.2.4. Rychlá Fourierova transformace (2D) - Speckle interferometrie

Prostorové frekvence obrazu se počítají pomocí funkce nazývané Fourierova transformace. V kontinuální doméně (32) je definována jako

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(xu+vy)} dx dy, \quad (32)$$

kde $f(x, y)$ je intenzita světla bodu (x, y) , a (u, v) jsou horizontální a vertikální prostorové frekvence. Fourierova transformace přiřadí komplexní číslo ke každé sadě (u, v) . Inverzně, Fourierova transformace $F(u, v)$ může být transformována do prostorového obrazu $f(x, y)$ s rozlišením NM použitím vzorce (33):

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{M-1} F(u, v) e^{j2\pi\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M}\right)} \quad (33)$$

V diskrétní doméně se Fourierova transformace počítá pomocí efektivního algoritmu nazývaného Rychlá Fourierova transformace (FFT) dle vzorce (34).

$$F(u, v) = \frac{1}{NM} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) e^{-j2\pi\left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M}\right)} \quad (34)$$

kde $N \times M$ je rozlišení prostorového obrazu $f(x, y)$.

Protože

$$e^{-j2\pi ux} = \cos 2\pi ux - j \sin 2\pi ux, \quad (35)$$

$F(u, v)$ se skládá z nekonečné sumy sinus a kosinus period. Každý pár (u, v) určuje frekvenci z jeho odpovídajícího sinus a kosinus páru. Pro daný soubor (u, v) , všechny hodnoty $f(x, y)$, přispívají všechny hodnoty k $F(u, v)$. Z těchto důvodů je výpočet FFT transformace časově

náročný. Pro obraz s rozkladem $N \times M$ a daným Δx a Δy prostorovým přírůstkovým krokem, FFT tohoto obrazu má stejné rozlišení NM a jeho frekvenční krokový přírůstek Δu a Δv je definován (36):

$$\Delta u = \frac{1}{N \times \Delta x} \quad \Delta v = \frac{1}{M \times \Delta y} \quad (36)$$

FFT obraz může být vizualizován použitím libovolné ze čtyř jeho komplexních součástí: reálná část, imaginární část, velikost, a fáze. Vztah mezi těmito součástmi je vyjádřen rovnicemi (37)

$$F(u, v) = R(u, v) + jI(u, v), \quad (37)$$

kde $R(u, v)$ je reálná část a $I(u, v)$ je imaginární část a (38)

$$F(u, v) = |F(u, v)| \times e^{j\varphi(u, v)}, \quad (38)$$

kde $|F(u, v)|$ je velikost a $\varphi(u, v)$ je fáze. Velikost $F(u, v)$ se nazývá Fourierovo spektrum a lze vyjádřit vztahem

$$|F(u, v)| = \sqrt{R(u, v)^2 + I(u, v)^2}. \quad (39)$$

Fourierovo spektrum o základu dvou je známé jako spektrum nebo spektrální hustota. Fáze $\varphi(u, v)$ se také nazývá fázový úhel a rovná se (40)

$$\varphi(u, v) = a \tan \left[\frac{I(u, v)}{R(u, v)} \right]. \quad (40)$$

Ve výchozím nastavení se při zobrazení složitěho obrazu zobrazuje rovina velikosti komplexního obrazu pomocí optické reprezentace. Pro správnou vizualizaci hodnot velikosti jsou hodnoty velikosti upraveny faktorem m před jejich zobrazením. Faktor m lze vypočítat ze vztahu

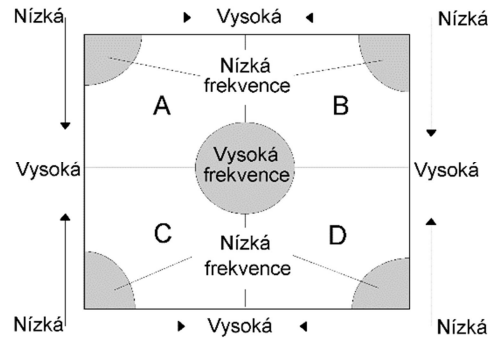
$$m = \frac{128}{w \times h}, \quad (41)$$

kde w je šířka obrázku a h je výška obrázku.

Při standardní reprezentaci budou vysoké frekvence seskupeny ve středu obrazu, zatímco nízké frekvence budou umístěny na okrajích. Konstanty nebo nulové frekvence se zobrazí v rozích obrazu. Kmitočtový rozsah je

$$[0, N] \times [0, M], \quad (42)$$

kde M je horizontální rozklad a N vertikální rozklad obrazu. Rozložení frekvencí při standardní reprezentaci rychlé Fourierovy transformace je graficky znázorněno na obr. 3.

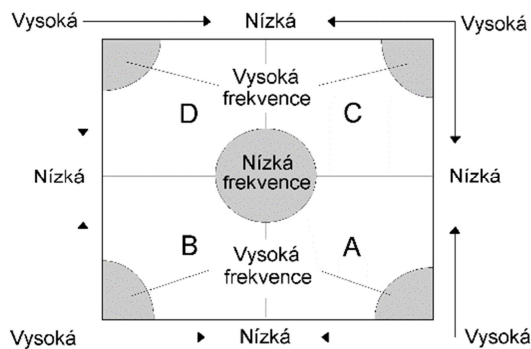


Obr. 3. Graf rozložení frekvencí při standardní reprezentaci rychlé Fourierovy transformace obrazu.

V optické reprezentaci jsou pásma dlouhých vln seskupena do středu obrazu, zatímco pásma krátkých vln jsou umístěna v okrajích. Nulové frekvence jsou ve středu obrazu. Kmitočtový rozsah je

$$\left[-\frac{N}{2}, \frac{N}{2} \right] \times \left[-\frac{M}{2}, \frac{M}{2} \right]. \quad (43)$$

Rozložení frekvencí při optické reprezentaci rychlé Fourierovy transformace je graficky znázorněno na obr. 4.



Obr. 4. Optická reprezentace rychlé Fourierovy transformace obrazu.

Kvadranty A, B, C, a D u standardní reprezentace i optické reprezentace jsou středově symetrické a lze je mezi sebou zaměnit. Intenzity ve FFT obraze jsou úměrné amplitudě zobrazované komponenty.

3. Měřicí biomechanická lavice druhé generace BS-II (realizace)

3.1. Požadavky na nové měřicí zařízení BS-II

U navrženého zařízení požadujeme možnost pohybu ve všech osách (x, y, tlak, torze) bez nutnosti ručně pootáčet vzorek, přesné měření celkové síly působící na měřený vzorek, měření polohy jednotlivých obratlů (nejlépe bezkontaktní) a uživatelsky přívětivé ovládací rozhraní. Z důvodu dlouhodobých pozitivních zkušeností autora práce i celé Katedry Experimentální Fyziky Univerzity Palackého s produkty nadnárodní renomované společnosti National Instruments [13] jsme se rozhodli použít její produkty i při konstrukci měřicího systému BS-II. Pro napsání řídicích programů jsme proto zvolili programovací vývojové prostředí LabVIEW [14]. Pro řízení hardwarové části stroje jsme pak vybrali průmyslový počítač CompactRio [15], taktéž od National Instruments.

3.2. Vývojové prostředí National Instruments LabVIEW

NI LabVIEW je moderní grafické programovací vývojové prostředí k vytváření programu ve formě tzv. virtuálních měřicích přístrojů. Virtuální měřicí přístroj se skládá z čelního panelu a blokového diagramu. Čelní panel obsahuje tlačítka, grafy a další indikační a řídicí prvky. Blokový diagram představuje kód programu ve formě vývojového diagramu [16, 17]. LabVIEW obsahuje mnoho knihoven pro analýzu měřených dat. LabVIEW dokáže komunikovat přes sériové a paralelní porty a s celou řadou měřicích karet včetně různých měřicích přístrojů s rozhraním GPIB. Stejně tak je možné použití zvukové karty jako levného A/D a D/A převodníku. Obsahuje cca 600 ovladačů (a další přibývají či lze je sehnat i na Internetu). Lze komunikovat i přes TCP/IP, infraport, nebo Bluetooth. Obsahuje propracované uživatelské rozhraní, kde s využitím připravených prvků (tlačítek, snímačů atd.) lze připravit velice ergonomické a funkční měřicí pracoviště ovládané počítačem. Obsahuje také množství utilit pro odladování vytvářených programů. Princip virtuální instrumentace spočívá v kombinaci základního hardwarového vybavení obstarávajícího vstupy a výstupy (např. A/D převodník), všeobecně použitelného osobního počítače a softwarové nástavby v podobě uživatelské aplikace s určitými funkcemi. Cílem virtuální instrumentace je co nejdokonalejší aplikace s vlastnostmi podle přání uživatele, kdy není omezen pouze funkcemi

implementovanými od výrobce, ale počítá se s možností dalšího rozšiřování nebo modifikace jak softwaru, tak i hardwaru. Přístroje jsou v podstatě vyvíjeny na softwarové platformě.

3.3. Hardwarové komponenty použité ke konstrukci systému BS-II.

Jelikož je u stroje požadována určitá provozní spolehlivost, snažili jsme se používat výhradně profesionální moduly renomovaných firem. Z těchto důvodů byly při vývoji a konstrukci ovládacího systému stroje použity zejména hotové moduly průmyslového měřicího systému CompactRio od společnosti National Instruments. Použité komponenty:

- Krokové motory SX23-1020 (4 kusy, jeden pro každou osu)
- Tenzometry Sensocar BL/BL-C (4 kusy, jeden pro každou osu)
- CompactRio NI9148 s moduly NI9501x4, NI9425, NI9217 a zdrojem NI PS-15
- Koncové spínače na koncích os chránící stroj před vyjetím z os a poškozením
- Kamery Vision Marlin F131B a Smartekvision GC1621MP.

Jednotlivé komponenty použité ke konstrukci stroje jsou podrobněji popsány v následujících odstavcích práce. K tvorbě řídicího systému jsme použili programovací prostředí LabVIEW, které je přímo ideální k použití spolu s měřicími systémy CompactRio.

3.3.1. Tenzometry Sensocar BL/BL-C

Každé elektrické měření neelektrické veličiny je realizováno převodem měřené neelektrické veličiny na veličinu elektrickou, která je dále zpracována. Výstupní signál je obvykle získán v analogové, popřípadě číslicové formě. Existuje mnoho typů snímačů neboli převodníků neelektrických veličin. V případě měření síly (případně hmotnosti) se pak nejčastěji používají tenzometry [18], což jsou převodníky fungující na principu protahování vodiče (obvykle v podobě vodivé vrstvy tvořené vodičem či polovodičem napařené na fólii, uspořádané do meandrů pro zvýšení citlivosti), převádějící velikost síly na velikost změny elektrického odporu.

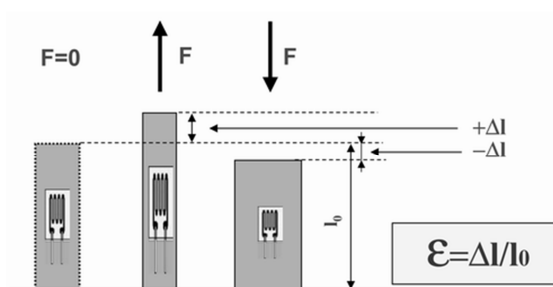
U odporových tenzometrů se využívá změny odporu mechanicky namáhaného vodiče délky l_0 , průřezu S , s rezistivitou ρ . Odpor vodiče v závislosti na jeho mechanických parametrech můžeme vypočítat ze vztahu (44):

$$R = \rho \frac{l_0}{S}. \quad (44)$$

Změnu odporu ΔR v závislosti na změně délky vodiče Δl pak můžeme vypočítat z mírně upraveného předchozího vztahu (45):

$$\Delta R = \rho \frac{\Delta l}{S}. \quad (45)$$

Aby se zvýšila účinnost tenzometru, je vodič uspořádán do meandrů, čímž se efektivně prodlouží délka deformovaného vodiče. Meandry mohou být na tenzometrické fólii napařeny v různých směrech, čímž kromě klasických tenzometrů citlivých v jednom směru můžeme získat i tenzometry citlivé ve směrech x a y na sebe kolmých (tenzometrický kříž) nebo tenzometry citlivé na síly v libovolném směru (tenzometrická růžice nebo vícevrstvé seskupení tenzometrů na jedné podložce otočených o 45 stupňů). Tenzometr je proto nejcitlivější na deformaci (protažení, prohnutí apod.) právě ve směru delší strany, jak je i znázorněno na obr. 5.

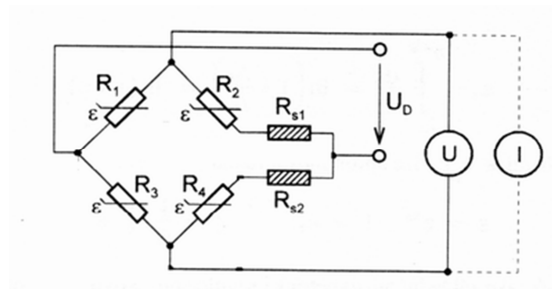


Obr. 5. Příklad funkce tenzometru při deformaci ϵ protažením o Δl působením síly F , což způsobí změnu odporu ΔR [18].

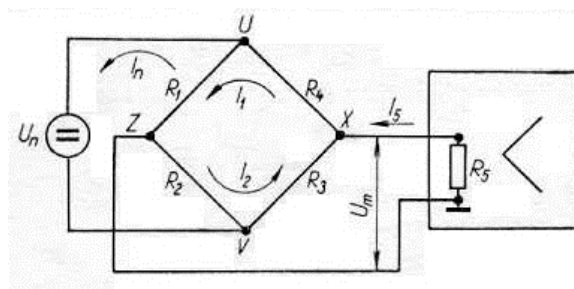
U tenzometru je důležitým parametrem relativní změna odporu $\Delta R/R$, kde R je nominální odpor tenzometru v základním nenamáhaném stavu ($F=0$ N). Častěji se však udává *koeficient* K , což je součinitel deformační citlivosti, pro který platí vztah (46)

$$K = \frac{\Delta R / R}{\Delta l / l_0} = \frac{\Delta R / R}{\epsilon}. \quad (46)$$

Veličina ϵ představuje relativní deformaci tenzometru ve směru délky tenzometru (viz. obr. 5). Pro kovové tenzometry je typická hodnota $K = 2$, která se však u jiných materiálů může lišit. Pro omezení vlivu všech parazitních parametrů a rušení se využívá kompenzačního tenzometru, čtyřvodičového zapojení nebo nejčastěji zapojení tenzometrů do Wheatstoneova můstku, znázorněné na obr. 6 a 7.



Obr. 6. Příklad plného můstku se čtyřmi tenzometry s pomocnými odpory RS1 a RS2.



Obr. 7. Wheatstoneův most pro menší hodnoty zatěžovacího odporu R_5 .

Na můstek bývají kladeny velké nároky, protože rozlišovací schopnost mechanického napětí tenzometrů odpovídá hodnotám deformace 1 μ strain ($\varepsilon = 10^{-6}$). Při konstantě $K = 2$, napájení můstku jednotkami V a odporech tenzometrů 100 Ω , jsou změny napětí v řádu μ V a odporu v řádu $\mu\Omega$. Proto se nejčastěji využívá plného můstku složeného ze čtyř aktivních senzorů, který poskytuje výhody anulujícího činitele nelinearity, čtyřnásobné citlivosti, nulové chyby vlivem teploty i zanedbatelné chyby přívodů. Další možností je pak použití integrovaných obvodů jako jsou XTR firmy Texas Instruments (např. XTR 101) nebo převodních UTI firmy Smartech. Kromě fóliových tenzometrů, vyžadujících komplikované lepení, se pro snadné použití vyrábí i tenzometrické nosníky, již z výroby osazené tenzometry v můstkovém zapojení. Takovéto tenzometrické nosníky vyrábí například firma Sensocar [19], jejíž tenzometry jsme zvolili ve vyvíjeném zařízení. Pro měření síly jsou použity čtyři nosníky s tenzometrickými můstkami Sensocar typu BL-C, zobrazené na obr. 8. Tyto tenzometry vydrží maximální zatížení 200N. Jejich citlivost je 2mV/V. Pro měření tlaku je použit obdobný typ tenzometru, který však vydrží zatížení až 1000N. Tenzometrické můstky jsou napájeny stejnosměrným napětím 15V z integrovaného stabilizátoru 7815, doplněného filtračním kondenzátorem. Výstup ze všech tenzometrů je vyveden do diferenciálních vstupů 24bitového A/D převodníku měřicí karty NI 9217.



Obr. 8. Nosníky s tenzometrickými můstky Sensocar BL/BL-C.

3.3.2. CompactRIO

CompactRIO je modulární měřicí systém od společnosti National Instruments. Vyrábí se v různých verzích pro různé typy připojení (nejčastěji USB a Ethernet). Ethernetové verze obsahují průmyslový počítač, který je buď založen na procesorech RISC (levnější verze) nebo x86 kompatibilní Atom (dražší verze). Operační systém bývá NI VXWorks reálného času, u verzí s x86 kompatibilními procesory lze také použít plnohodnotný Linux nebo Windows. CompactRIO má obvykle podobu šasi se 4 nebo 8 sloty pro „C Series“ měřicí moduly. Šasi NI 9148 [20], zobrazené na obr. 9, obsahuje 100MBit rozhraní Ethernet a 8 slotů pro C Series moduly. Obsahuje RISC procesor a operační systém NI VXWorks reálného času. Ovládání měření a sběr dat se provádí přes PC pomocí sítě Ethernet. Šasi NI 9148 je napájeno ze zdroje NI PS-15 napětím 24V DC.



Obr. 9. Šasi systému CompactRIO NI 9148 od společnosti National Instruments [20].

3.3.3. NI 9501

NI 9501 [21], zobrazený na obr. 10, je CompactRIO modul k ovládání dvoufázových krokových motorů. Je schopen ovládat motory jak v unipolárním, tak i v bipolárním zapojení. Maximální povolený proud je 3A. Umožňuje podporu mikrokrokování a pokročilé PWM řízení za účelem minimalizace odběru proudu. Jeden NI 9501 modul je schopen ovládat jeden

krokový motor. V zařízení jsou tudíž použity čtyři tyto moduly, pro každý krokový motor jeden. Kabel od krokového motoru se k modulu NI 9501 připojuje pomocí svorkovnice, zapojení je následující: Piny 0 (A+) a 1 (A-) diferenciálně napájí první vinutí motoru, piny 2 (B+) a 3 (B-) diferenciálně napájí druhé vinutí motoru. Piny 4, 5 a 6 (NC) zůstávají nezapojené. Pin 7 (COM) je spojen s napájecí zemí zdroje (záporný pól). Na pin 8 (VSUP) přivádíme kladné napájecí napětí ze zdroje pro napájení motorů, modul vydrží maximálně 30V. Pin 9 je připojen k uzemnění šasi přístroje, můžeme jej buď propojit s pinem 7 (zem zdroje), nebo může zůstat nezapojen.



Obr. 10. CompactRIO modul NI 9501 pro řízení krokových motorů [21].

3.3.4. NI 9425

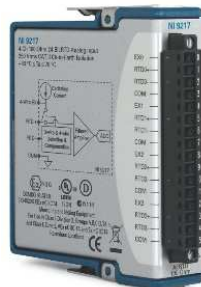
NI 9425 [22], zobrazený na obr. 11, je CompactRIO modul s 32 digitálními vstupy. Je kompatibilní s 12 a 24 voltovou logikou. Napětí na vstupu nižší než 5V je detekováno jako logická 0, napětí vyšší než 10V je detekováno jako logická 1. Modul NI 9425 je v zařízení použit pro zpracování signálů z koncových spínačů jednotlivých os. Koncové spínače jsou zapojeny vždy mezi kladný pól zdroje +24V a příslušný vstup. Každý vstup je navíc přizemněn rezistorem s odporem 330 Ohm pro eliminaci nežádoucích zákmitů, způsobených pronikáním rušení z vodičů pro napájení motoru.



Obr. 11. CompactRIO modul NI 9425 s logickými vstupy, použitý ke čtení stavu koncových spínačů. [22].

3.3.5. NI 9217

NI 9217 [23], zobrazený na obr. 12, je CompactRIO modul pro zpracování signálu z termistorů, tenzometrů a jiných odporových měřicích snímačů v můstkovém zapojení. Obsahuje čtyři na sobě nezávislé diferenciální vstupy. Obsahuje 24bitový A/D převodník s vlastní elektronikou pro omezení rušení z rozvodné sítě 50/60Hz. Tenzometry je nutné napájet z externího zdroje. K tomu je použit integrovaný stabilizátor 7815 společně s filtračním kondenzátorem 470uF na výstupu.

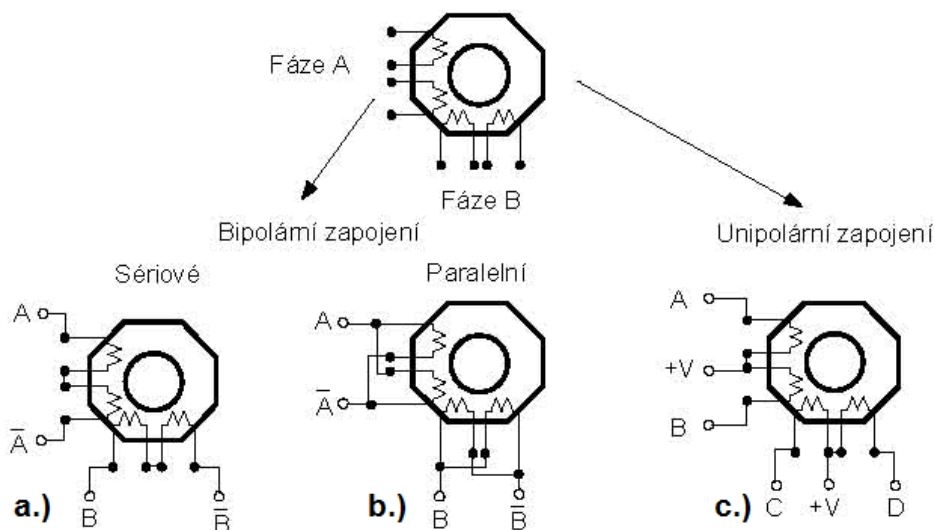


Obr. 12. CompactRIO modul NI 9217, použitý ke zpracování signálu z tenzometrů. [23].

3.3.6. Krokové motory SX23-1020

Pohyb vzorku je realizován čtyřmi dvoufázovými hybridními krokovými motory [24] NEMA SX23-1020 od společnosti Microcon [25, 26]. Motory SX23-1020 mají 8 vývodů, 4 pro každé vinutí, jejichž středy jsou navíc rozdělené. Lze je proto použít v unipolárním i bipolárním zapojení, v bipolárním zapojení lze navíc zvolit zda mají být jednotlivé poloviny příslušného vinutí zapojeny sériově nebo paralelně. Pro dosažení maximálního výkonu jsou ve stroji

motory trvale zapojeny v bipolárním zapojení a jednotlivé poloviny vinutí jsou navíc zapojeny paralelně, jak je zobrazeno na obr. 13b [27]. Motory jsou ovládány a napájeny z řídicích desek NI 9501. Mechanický rotační výstup z motorů je převáděn pomocí převodů s trapézovými závity na lineární pohyb, který je dále pomocí pák a táhel přenášen na měřený vzorek.



Obr. 13. Jednotlivé varianty zapojení krokových motorů typu NEMA od společnosti Microcon [27]. a.) Bipolární zapojení se sériově zapojenými vinutími, b.) Bipolární zapojení s paralelně zapojenými vinutími, c.) Unipolární zapojení.

3.3.7. Kamerový modul s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077

Pro měření posuvů jednotlivých obratlů jsme původně zamýšleli použít řádkové snímače Hamamatsu S10077, ke kterým jsme vyvinuli komunikační rozhraní, zajišťující převod mezi sběrnicemi SPI a USB. Na toto téma bylo v rámci práce postupně publikováno několik prvoautorských článků [A3-A7]. Jelikož se ceny kamer vyvíjejí příznivým směrem byly použity kamery Vision Marlin F131B a Smartekvision GC1621MP. Vyvinuté komunikační rozhraní pro snímač Hamamatsu S10077 je podrobněji popsáno v příloze 3 na konci práce.

3.3.8. Kamera Vision Marlin F131B

Pro pořizování snímků jsou použity dvě kamery, zobrazené na obr. 14. Jednou z těchto kamer je černobílá kamera Vision Marlin F131B od Allied Technology [28]. Tato černobílá kamera přenáší obrazová data do PC přes rozhraní IEEE1394 FireWire a je z tohoto rozhraní i napájena. Vision Marlin využívá CMOS snímač s rozlišením 1280x1024 pixelů.



Obr. 14. Vlevo kamera Vision Marlin F131B od Allied Technology, vpravo Smartekvision GC1621MP.

3.3.9. Kamera Smartekvision GC1621MP

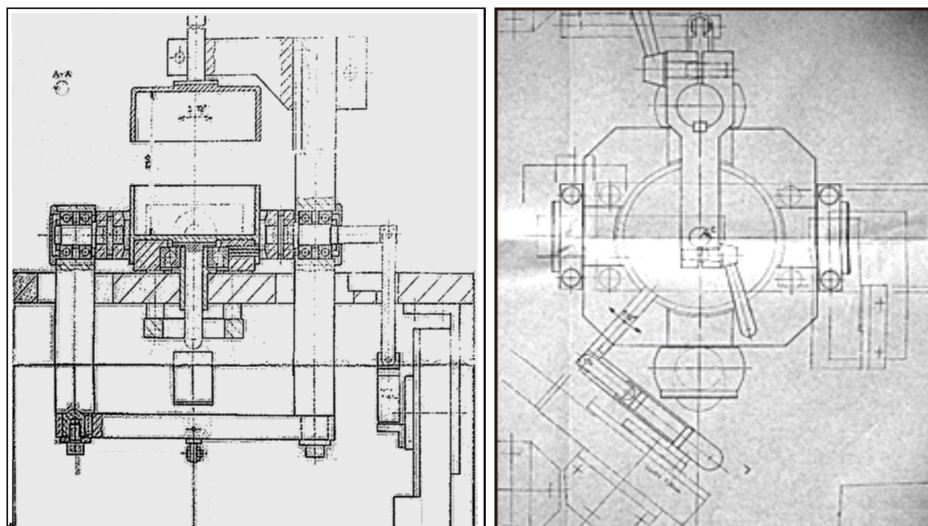
Jako druhá kamera je použita kamera Smartekvision GC1621MP [29], zobrazená na obr. 14 vpravo. Tato černobílá kamera přenáší data do PC přes rozhraní Ethernet a je napájena pomocí aktivního Power Over Ethernet z externího Power Over Ethernet injektoru. Kamera obsahuje gigabitové Ethernet rozhraní, může však bez problémů pracovat i s nižšími rychlostmi, jako v našem případě 100Mbit. Kamera využívá pro přenos obrazových dat do PC výhradně UDP protokol na různých portech, jejichž čísla se dynamicky mění, pro správné fungování tudíž musí být PC pro zpracování dat připojené ve stejné podsíti. Spojení protokolem UDP bez problému projde přes switch, neprojde však přes router a v žádném případě neprojde přes router s překladem adres NAT [30], který by byl z velkého množství UDP paketů na různých dynamicky se měnících portech zmatený a začal by tyto pakety zahazovat. Kamera Smartekvision GC1621MP využívá obrazový snímač CCD Sony ICX274 o maximálním rozlišení 1628x1236 pixelů. Je schopna snímat obraz maximální rychlostí 25 snímků za sekundu.

3.4. Mechanická konstrukce stroje

Při vývoji nového stroje pro biomechanická měření jsme se snažili vyhovět zejména následujícím požadavkům:

- Automatický pohyb vzorku ve všech osách (x, y, tlak, torze) krokovými motory bez nutnosti jej manuálně vytahovat a pootáčet.
- Koncové spínače, snímající polohu os a chránící stroj proti poškození.
- Měření síly na vzorek tenzometry vestavěnými ve všech osách.
- Bezkontaktní snímání polohy jednotlivých obratlů vzorku dvěma CCD kamerami na sobě kolmými s přímým přenosem digitálních obrazových dat do PC bez nutnosti dodatečného převodu analogového signálu PAL.
- Softwarové ovládání měření s automatickým či poloautomatickým měřením po definovaných krocích.

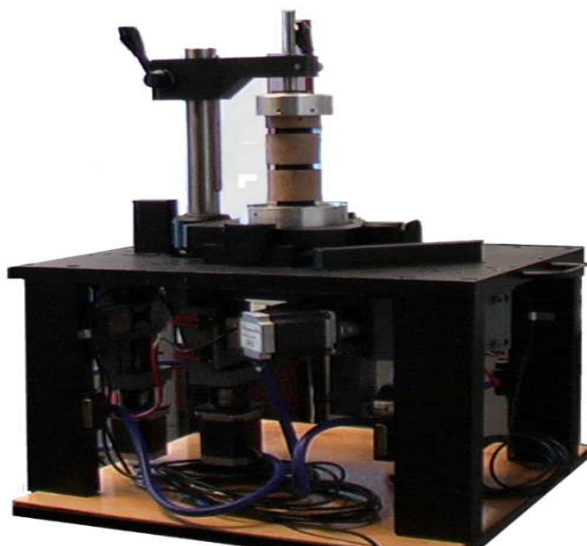
Šasi stroje se skládá ze čtyř kovových nohou a masivní kovové desky, v níž jsou vyvrtány a vyfrézovány montážní otvory pro jednotlivé komponenty. Základní náčrt stroje pro výrobu zobrazuje obr. 15. Středem šasi prochází soustava pák a táhel, které spolu s upínacími miskami zajišťují uchycení a pohyb vzorku při měření. Na tyto páky a táhla je přenášena síla z krokových motorů, které jsou umístěny pod kovovou deskou. Rotační pohyb z krokových motorů se nejdříve pomocí trapézových závitů převádí na pohyb lineární (posuvný), a následně přes menší pomocná táhla (k nimž jsou navíc připevněny tenzometry, měřící sílu) na hlavní páky a táhla, k nimž je umístěn vzorek. Stroj je navíc doplněn o koncové spínače, chránící jeho mechanismus před najetím za konec dráhy trapézových šroubů s hrozícím stržením. Stroj díky své zdokonalené konstrukci umožňuje provádět na měřeném vzorku pohyby ve všech osách, aniž by bylo nutné vzorek během měření jakkoliv ručně přestavovat a pootáčet. Pohyby v osách x a y (dopředu/dozadu/vpravo/vlevo) jsou na vzorek přenášeny pomocí misky v horní části stroje, tlak a torze jsou přenášeny pomocí spodní misky stroje, která je ve stroji umístěna otočně a se speciálním trnem, určeným k přenosu tlaku. Misky pro upevnění vzorku, vyjmuté ze stroje jsou zobrazeny na obr. 16. Fotografie stroje je na obr. 17.



Obr. 15. Základní náčrt stroje BS-II. [31].



Obr. 16. Upevňovací misky pro upevnění vzorku kadaverózní páteře do stroje BS-II.



Obr. 17. Biomechanický systém BS-II.

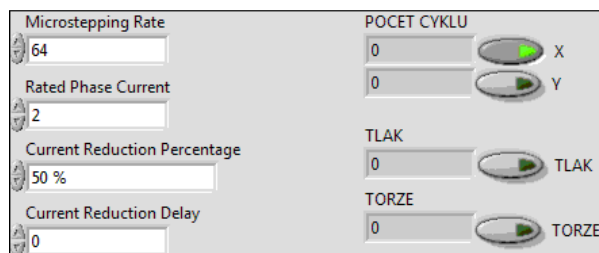
Detailní schéma mechanické konstrukce stroje podléhá obchodnímu tajemství a je průmyslovým vlastnictvím Katedry fyziky (KEF PřF UPOL) a Společné Laboratoře Optiky (SLO) a akademie věd UP Olomouc [31].

3.5. Řídicí programy pro ovládání systému BS-II

Řídicí programy jsou vytvořeny v programovacím prostředí LabVIEW a pro přístup k hardwaru využívají jeho knihovny a systémové ovladače. V rámci práce bylo nutné vyřešit: Nájezd na střed osy, rozcvičku (rozhybání) před měřením, manuální ovládání, pojezd o určitou zadanou vzdálenost, nájezd do bodu s nejnižší působící silou, seřízení kamer a samotné měření. Část vytvořených programů běží přímo v průmyslovém počítači CompactRio (zejména programy, které přistupují přímo k modulům a jejich měřicím vstupům/výstupům) – jejich kód běží v počítači CompactRio, avšak jejich čelní panel se ovládá z PC. Druhá část programů běží kompletně v ovládacím PC (část provádějící náročnější softwarové operace, které by samotné CompactRio nebylo schopno zvládnout). Tyto dvě části spolu komunikují pomocí sdílených proměnných (Shared Variable).

3.5.1. Nájezd na střed osy

Kód programu pro nájezd na střed běží přímo v počítači CompactRio, čelní panel se ovládá z PC. Na čelním panelu, zobrazeném na obr. 18, si nastavíme se kterými osami chceme najet na střed. Program následně u těchto os jede dokud nenarazí na koncový spínač na jednom konci osy. Po sepnutí tohoto spínače program obrátí směr otáčení motoru a jede opačným směrem dokud nenarazí na koncový spínač na opačném konci osy. Tento pohyb se děje ve While cyklu a program zároveň počítá kolik kroků vykonal. Na závěr se program pomocí For cyklu vrátí zpět právě o polovinu kroků kolik naměřil předtím ve While cyklu. Program navíc vypíše na čelní panel kolik kroků vykonal. Tento způsob najíždění na střed je poměrně přesný, protože na koncové spínače se najíždí pokaždé ze stejné strany, tzn. neuplatňuje se nám chyba vzniklá hysterezí kontaktů ve spínačích (rozdílný okamžik sepnutí/rozepnutí při nájezdu z různých stran). Blokový diagram programu pro nájezd na střed osy je na obr. 19. Můžeme zde detailně vidět spouštění řídicích proměnných ve While cyklech, For cyklech a cyklech typu Flat sequence.



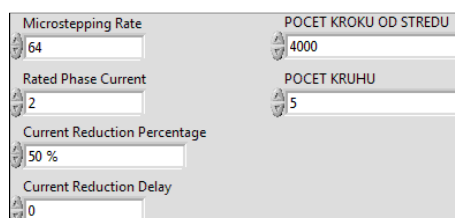
Obr. 18. Program pro nájezd na střed osy – čelní panel.



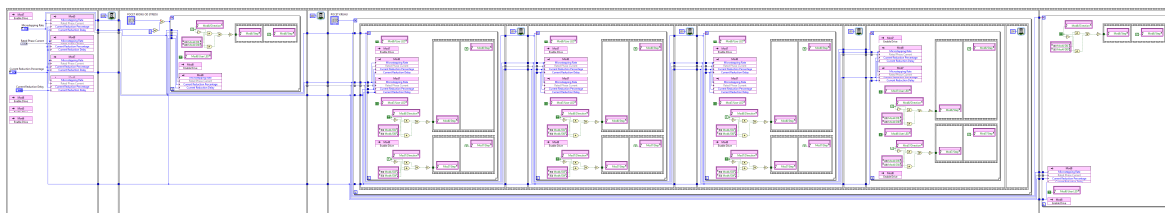
Obr. 19. Program pro nájezd na střed osy – blokový diagram.

3.5.2. Rozcvička – rozhýbání před samotným měřením

Před samotným měřením je nutné měřený vzorek rozcvičit, aby se dosáhlo definovaných fyzikálních parametrů a odstranila ztuhlost. Tato rozcvička se provádí krouživými pohyby v osách x a y. Kód programu pro rozcvičení před měřením běží přímo v počítači CompactRio, čelní panel se ovládá z PC. Na čelním panelu, zobrazeném na obr. 20, si nastavíme kolik kruhů chceme při rozcvičce vykonat a jak daleko od středu chceme při rozcvičce jet. Program následně pomocí For cyklů postupně spíná a vypíná jednotlivé motory o předem nadefinovaný počet kroků v osách x a y. Výsledkem je pohyb, který velice připomíná krouživý pohyb. (ve skutečnosti se jedná o pohyb v čtvercích či kosočtvercích, který však z hlediska účinku na měřenou páteř můžeme považovat za krouživý pohyb). Blokovaný diagram programu pro rozhýbání vzorku je na obr. 21. Stejně jako u předchozího programu zde můžeme vidět spouštění řídicích proměnných ve For cyklech, While cyklech a cyklech typu Flat sequence.



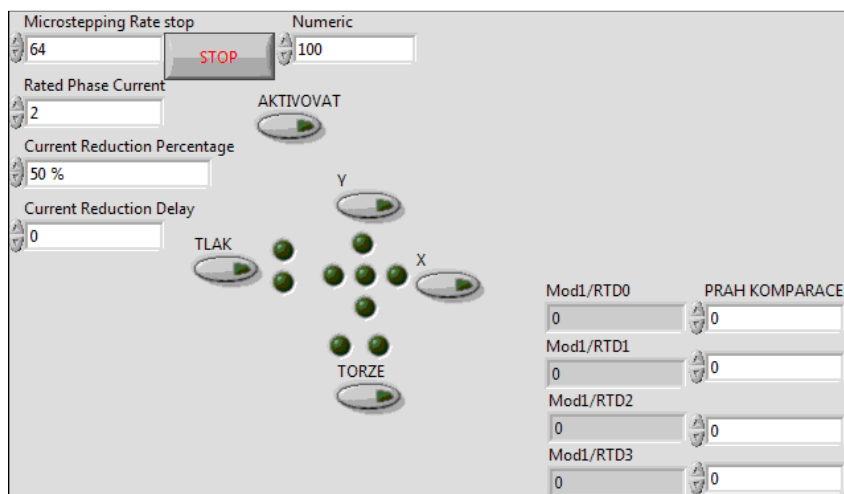
Obr. 20. Program pro rozhýbání vzorku krouživými pohyby – čelní panel.



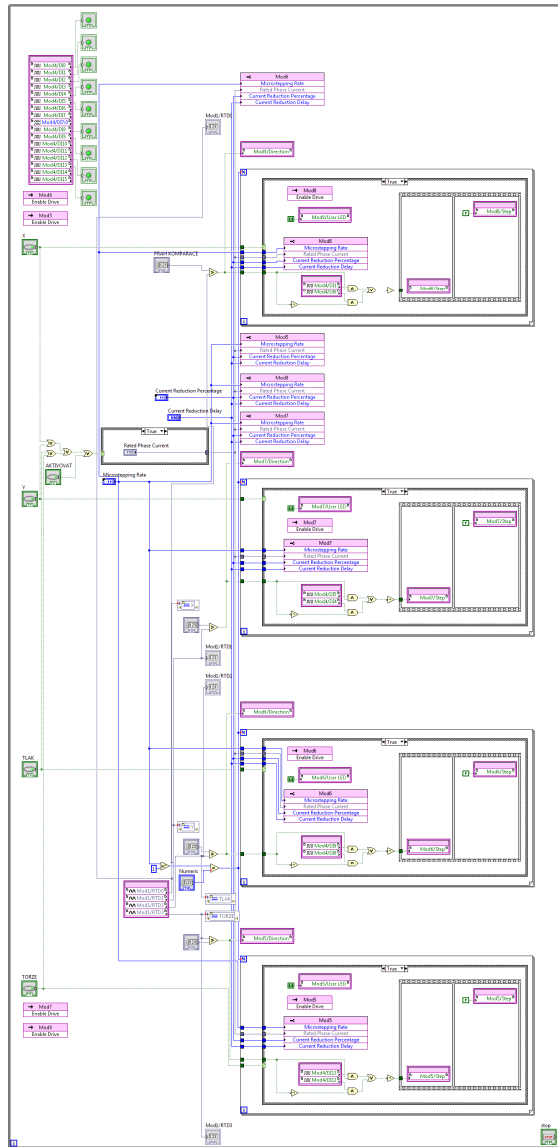
Obr. 21. Program pro rozhýbání vzorku krouživými pohyby – blokový diagram.

3.5.3. Program pro hledání bodu s nejnižší silou

Kód programu pro hledání bodu s nejnižší působící silou běží v počítači CompactRio, čelní panel, zobrazený na obr. 22, se ovládá z PC. Program opakovaně měří napětí na výstupu tenzometrů a podle toho spouští motory a pohybuje měřeným vzorkem do bodu, kde na něj působí nejnižší síla. V programu lze nastavit ve kterých osách chceme hledat bod s nejnižší působící silou a o kolik kroků chceme mezi jednotlivými měřeními popojíždět. V programu lze také nastavit DC offset / absolutní odchylku tenzometrů. Program, jehož blokový diagram je zobrazen na obr. 23, se vykonává ve While cyklu a po najetí k bodu s nejnižší působící silou začne přes tento bod oscilovat – přejíždí bod neustále tam a zpět. Po nalezení bodu je nutné program vypnout ručně.



Obr. 22. Program pro hledání bodu s nejnižší působící silou – čelní panel.

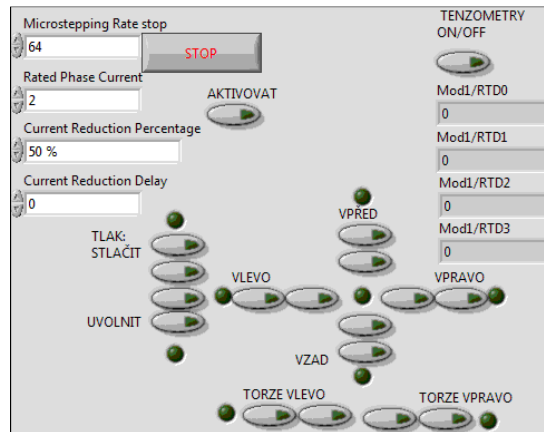


Obr. 23. Program pro hledání bodu s nejnižší působící silou – blokový diagram.

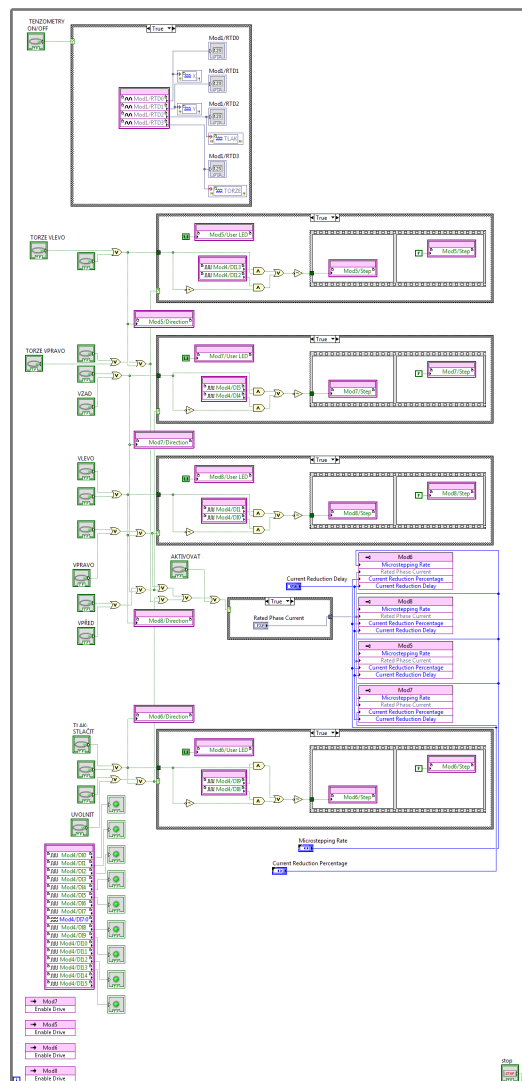
3.5.4. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro CompactRio

Kód programu pro manuální ovládání běží v počítači CompactRio, čelní panel se ovládá z PC. Program slouží k přímému ovládání motorů stroje pomocí softwarových tlačítek na čelním panelu programu, zobrazeném na obr. 24. Na základě podnětů z těchto softwarových tlačítek dochází uvnitř programu k aktivaci podmíněných cyklů Case Structure, které následně posílají příkazy k vykonávání pohybů do modulu NI 9501, jak je zobrazeno v blokovém diagramu programu na obr. 25. Tento program neumožňuje přesné počítání kroků, příslušný motor je aktivován po dobu stisku tlačítka. Program dále obsahuje indikaci nájezdu na koncový spínač,

v případě nájezdu na koncový spínač je další pojezd daným směrem blokován aby nedošlo k poškození stroje. Program dále umožňuje vyčítání okamžitých hodnot z tenzometrů.



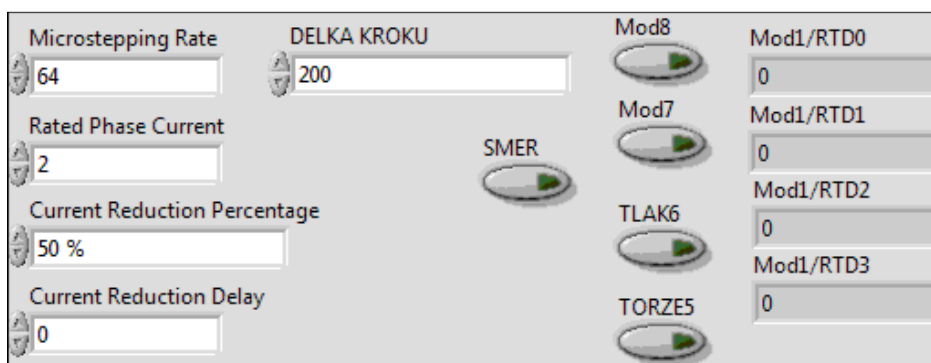
Obr. 24. Program pro manuální ovládání z PC – čelní panel.



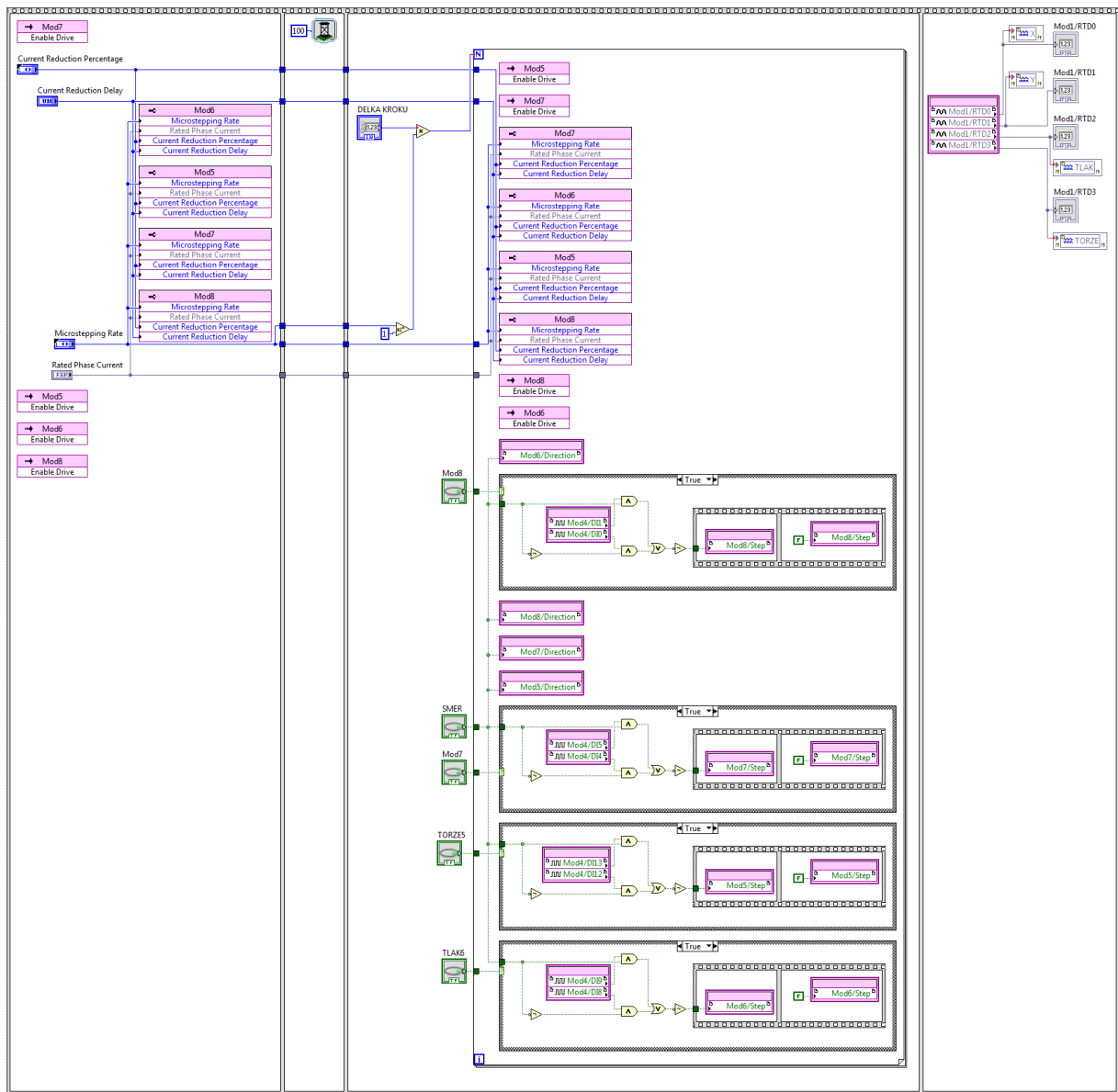
Obr. 25. Program pro manuální ovládání z PC – blokový diagram.

3.5.5. Pojezdy s definovanou vzdáleností

Kód programu pro pojezd o definovanou vzdálenost běží v počítači CompactRio, čelní panel, zobrazený na obr. 26, se ovládá z PC. Program slouží k zadání pojezdu o přesný počet kroků zadaným směrem. Počet kroků se zadává numericky, pomocí softwarových tlačítek se dále vybere osa a směr pohybu. Program, jehož blokový diagram je zobrazen na obr. 27, poté pomocí For cyklu vykoná zadaný pohyb o definovaném počtu kroků.



Obr. 26. Program pro pojezd o definovanou vzdálenost – čelní panel.

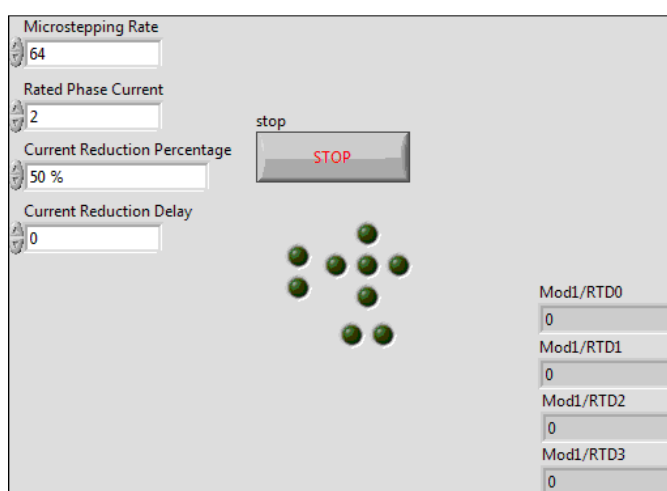


Obr. 27. Program pro pojezd o definovanou vzdálenost – blokový diagram.

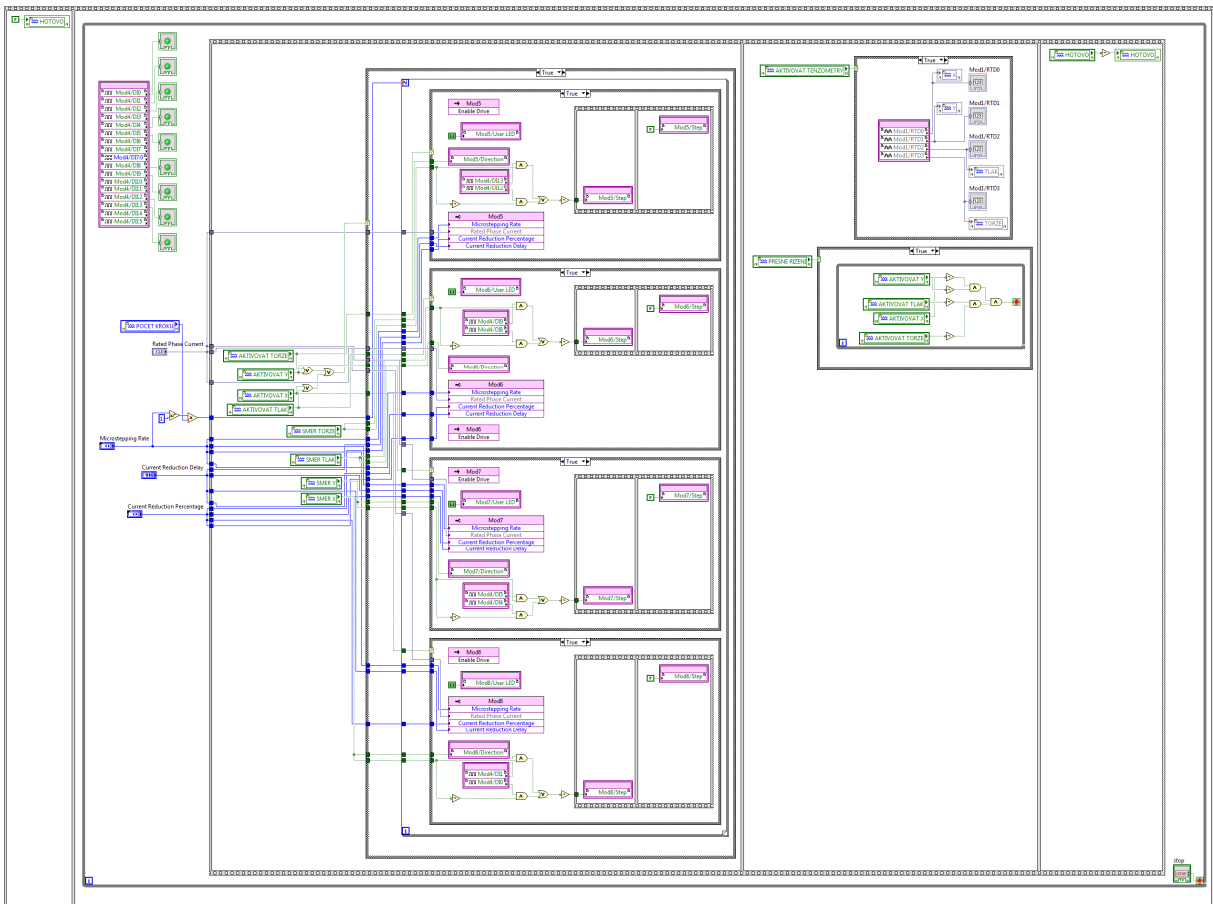
3.5.6. Podpůrný program pro programy běžící v PC – „Slave“

Pro náročnější měření si nelze vystačit s programem, jehož kód běží pouze v průmyslovém počítači CompactRio, neboť CompactRio má omezený výpočetní výkon. Pro tyto účely je nutné, aby ovládací program běžel v obslužném PC. Jelikož však program běžící v PC nemůže přistupovat přímo k hardwaru počítače CompactRIO, bylo nutné vytvořit tento program, který funguje jako prostředník mezi programem běžícím v PC a hardwarem počítače CompactRio. Tento program opakovaně vyčítá hodnoty sdílených proměnných (Shared Variables) zaslaných

z PC a podle toho posílá příkazy do jednotlivých hardwarových výstupů. V případě měření z tenzometrů program naopak vyčítá hodnoty z modulu NI9217 a tyto hodnoty posílá do příslušných sdílených proměnných, kde si je následně přebírá program běžící v PC k dalšímu zpracování. Z čelního panelu programu na obr. 28 je viditelné, že obsahuje pouze ovládací prvky k nastavení parametrů krokových motorů a indikátory koncových spínačů a dat z tenzometrů. V blokovém diagramu, zobrazeném na obr. 29 pak můžeme vidět velké množství sdílených a řídicích proměnných, ze kterých je čteno nebo je do nich zapisováno. Celý program neustále běží ve While cyklu a neustále předává hodnoty jednotlivých proměnných mezi programem běžícím v PC a hardwarovými komponentami průmyslového počítače CompactRio.



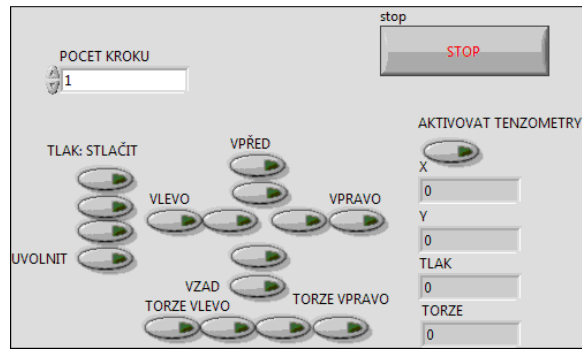
Obr. 28. Podpůrný program „Slave“ pro komunikaci s programem běžícím v PC – čelní panel.



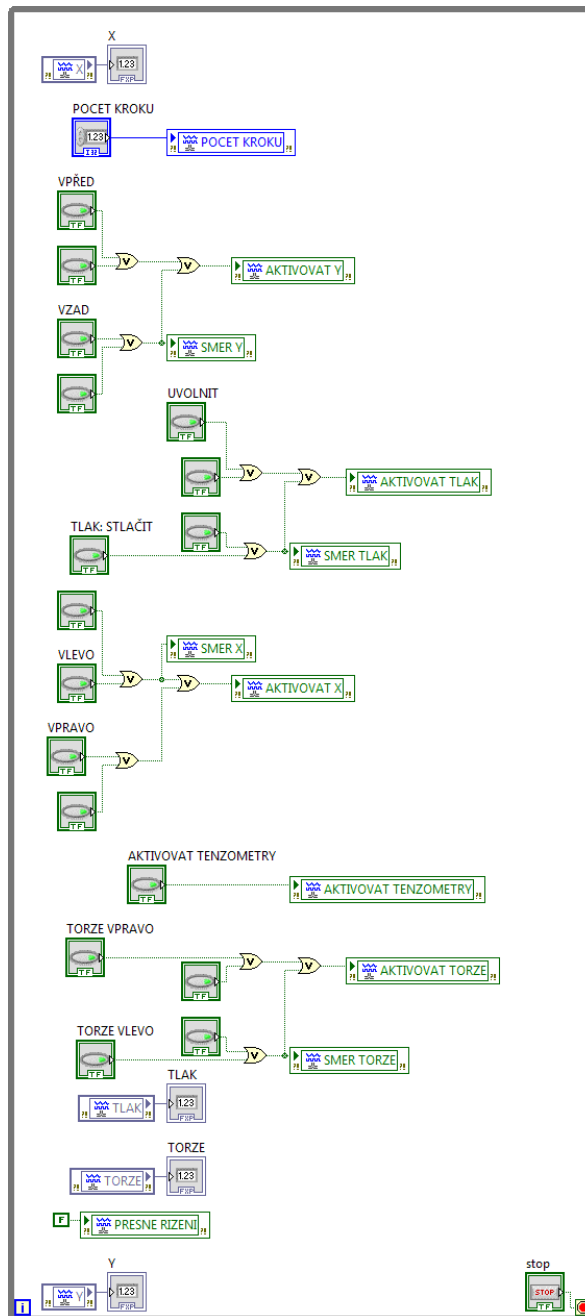
Obr. 29. Podpůrný program „Slave“ pro komunikaci s programem běžícím v PC – blokový diagram.

3.5.7. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro PC

Kód této verze programu pro manuální ovládání běží v PC. Jelikož program běžící v PC není schopen přímo přistupovat k hardwaru počítače CompactRio, vyžaduje ke své činnosti pomocný program „Slave“. Program v závislosti na stavu softwarových tlačítek na svém čelním panelu, zobrazeném na obr. 30, posílá hodnoty do sdílených proměnných, odkud si je přebírá pomocný program Slave k vykonávání zadaných pohybů. Program dále ve spojení s pomocným programem Slave umožňuje vyčítání okamžitých hodnot z tenzometrů. Algoritmus posílání hodnot ze softwarových tlačítek do sdílených proměnných je názorně viditelný v blokovém diagramu na obr. 31.



Obr. 30. Program pro manuální ovládání, verze běžící v PC – čelní panel.



Obr. 31. Program pro manuální ovládání, verze běžící v PC – blokový diagram.

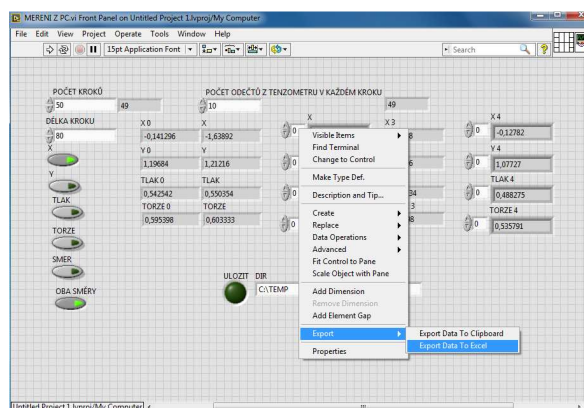
3.5.8. Program pro automatické měření

Jelikož má CompactRio NI 9148 omezený výpočetní výkon a některé funkce jako např. přístup ke kamerám by nebylo schopno zvládnout vůbec, běží kód tohoto programu v PC. Komunikace s hardwarem průmyslového počítače CompactRio je řešena pomocí pomocného programu „Slave“, který zprostředkovává komunikaci mezi řídicím PC a hardwarem průmyslového počítače CompactRio pomocí sdílených proměnných.

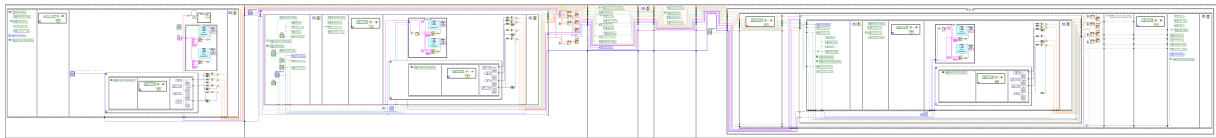
Program slouží k automatickému měření po jednotlivých krocích. Počet a délku kroku lze zadat na čelním panelu, zobrazeném na obr. 32. V každém kroku je odečteno několik hodnot z tenzometrů a statisticky zprůměrováno kvůli eliminaci šumu. Počet odečtů ke zprůměrování je nastavitelný. Dále je nutné nastavit osu ve které chceme měřit (x,y,tlak, torze) a nastavit, zda chceme měřit od výchozího bodu na obě strany nebo pouze na jednu stranu od výchozího bodu. V programu lze zvolit zda chceme ukládat fotografie z měření a adresář, do kterého se budou fotografie ukládat. Naměřená data se zobrazují v polích (array), ze kterých je lze snadno exportovat do systémové schránky či Excelu. K tomu slouží kliknutí pravým tlačítkem, kdy z podnabídky Export vybereme položku Save data to Clipboard nebo Save data to Excel, jak je názorně zobrazeno na obr. 33. Blokový diagram programu je na obr. 34.



Obr. 32. Program pro automatické měření – čelní panel.



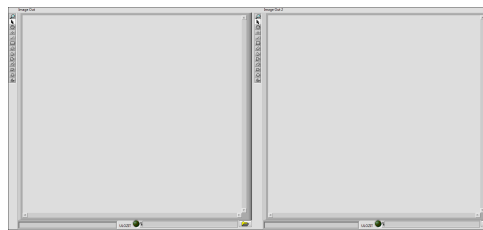
Obr. 33. Nabídka pro Export dat do systémové schránky nebo Excelu.



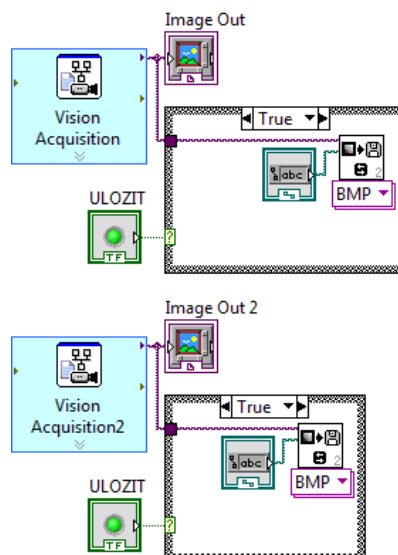
Obr. 34. Program pro automatické měření – blokový diagram.

3.5.9. Program pro seřízení kamer – Nahled.vi

Kód tohoto jednoduchého programu běží v pouze v PC. Program slouží pro zobrazení náhledu z kamer před zahájením samotného měření. Náhled z kamer lze zobrazit buď jednorázově, nebo jej opakovaně aktualizovat ve smyčce. Pomocí tohoto programu si můžeme ověřit správnou funkčnost kamer, správné nastavení jejich clony a seřídít jejich polohu tak, aby přesně snímaly měřený vzorek. Čelní panel programu je zobrazen na obr. 35, jeho velice jednoduchý blokový diagram je pak na obr. 36.



Obr. 35. Program pro seřízení kamer – čelní panel. Po aktivaci programu se v rámech vlevo a vpravo zobrazí náhledy z kamer, snímajících vzorek.



Obr. 36. Program pro seřízení kamer – blokový diagram.

3.6. Měření mechanických rozsahů os

Před uvedením do provozu byly testovány a měřeny mechanické parametry stroje. Vzdálenost mezi krajními koncovými spínači byla měřena v počtu kroků, které musí krokové motory stroje vykonat. Vzdálenost mezi koncovými spínači v krocích jsme měřili pomocí řídicího softwaru stroje, kdy jsme použili Program pro nájezd na střed, který při každém nájezdu na střed tyto hodnoty měří. Změřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 1.

Tabulka 1. Změřené rozsahy jednotlivých os v krocích:

Osa	Počet kroků	Osa	Počet kroků
X	9467	Torze	7679
Y	10665	Tlak	979

Během měření vzorků je vhodné nejezdit až na dorazy os, neboť po sepnutí koncového spínače osy zasáhne ochrana stroje, která nepovolí další pohyb daným směrem a zároveň po zareagování této ochrany ztratíme informaci o přesném počtu vykonaných kroků a s tím související nulové (výchozí) poloze. Z těchto důvodů je vhodné se při měření pohybovat pouze v bezpečném (omezeném) rozsahu, definovaném v tabulce 2.

Tabulka 2. Doporučený bezpečný rozsah pohybu v krocích, kdy nedojde k aktivaci ochrany:

Osa	Počet kroků od středu	Počet kroků celkem	Osa	Počet kroků od středu	Počet kroků celkem
X	4000	8000	Torze	3500	7000
Y	4000	8000	Tlak	400	800

3.7. Úpravy zdroje pro napájení tenzometrů

Pro zpracování signálu z tenzometrů je v zařízení použit modul NI 9217. Jelikož je modul NI 9217 dle výrobce originálně určený pro použití s termistory, neobsahuje dostatečně výkonný výstup napájecího napětí. Z těchto důvodů bylo napětí pro napájení tenzometrů (15 V) získáno ze zdroje NI PS-15 přes integrovaný stabilizátor 7815. Pro vyhlazení napájecího napětí je stabilizátor na výstupu osazen filtračním kondenzátorem 470uF. Jelikož se lineární

stabilizátory při svém provozu výrazně zahřívají, je pouzdro stabilizátoru 7815 přišroubováno ke kovové noze stroje pro zajištění kvalitního chlazení.

3.8. Kalibrace tenzometrů

Použité tenzometry Sensocar BL/BL-C mají přiloženy v souladu s Odstavcem 8.1 evropské normy "Metrologické aspekty neautomatických vah" EN osvědčení o zkoušce vydané: Direccio General de Consum i Seguretat Industrial de la Generalitat de Catalunya Barcelona Španělsko [32]. Rovnice (11-24) popisují kalibrace tenzometru pro měření síly v přístroji BS-II. Naměřené výsledky a rovnice pro převod napětí na sílu v N pro náš stroj BS-II pro jednotlivé stupně volnosti byly zveřejněny v Proceedings of SPIE [A8].

3.9. Metody obrazové analýzy, použité v práci

Pro analýzu polohy obratlů využíváme dvě řady na sebe kolmých terčů pevně upevněných ve sledovaných komponentách páteře (v obratlích) a pokrytých definovanými skvrnitými vzory (pseudospeckle), které byly vygenerovány počítačem. Jejich pohyby při namáhání vzorku v definovaných stupních volnosti jsou sledovány dvěma CCD kamerami. Získaná data jsou v reálném čase ukládána do paměti počítače.

3.9.1. Analýza velkých změn

Abychom mohli vypočítat velikost velkých změn polohy (změny > 5 mm), bylo nejdříve nutné zjistit polohu jednotlivých značek. Pro zjištění jejich pozic byl obraz pomocí prahování převeden na binární obraz čímž vznikl obraz, který je dokonale černobílý, bez stupňů šedi. Jelikož však záznam obrazu z našich měření obsahuje velké množství rušivých artefaktů, které mají podobnou intezitu jasu jako značky které chceme snímat, je nutné jej před vlastním vyhodnocením předzpracovat. Pro zvýraznění jednotlivých struktur v binárním obraze byly využity morfologické operace (dilatace, eroze, otevření, uzavření), které mění hodnoty jednotlivých pixelů v závislosti na jejich sousedních pixelech, čímž lze odstranit nebo zvýraznit drobné objekty a zajistit jejich celistvost. Po předzpracování binárních obrazů byl

aplikován algoritmus pro hledání přesného středu, který využívá funkcí National Instruments IMAQ pro hledání skvrn. Program postupně prochází obraz po řádcích, hledá změny hran na začátku a konci terče (levý a pravý okraj), zaznamenává souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá sečnu, která je svislá a prochází středem kružnice. Obdobný proces provádí program i po sloupcích, kdy hledá horní a spodní okraje terčů, zaznamenává jejich souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá vodorovnou sečnu, která prochází středem kružnice. Aritmetickým zprůměrováním souřadnic bodů, tvořících tyto dvě sečny, získáme souřadnice bodu, který je středem kružnice, tvořící okraje terčů, tedy středem terčů. Výše popsané operace byly provedeny pro každý odpovídající terč jehož souřadnice chceme zjistit. Pro výpočet velikosti posunutí poté stačí jednoduše od sebe odečíst souřadnice středů konkrétních terčů získané ze snímků před posunutím a po posunutí.

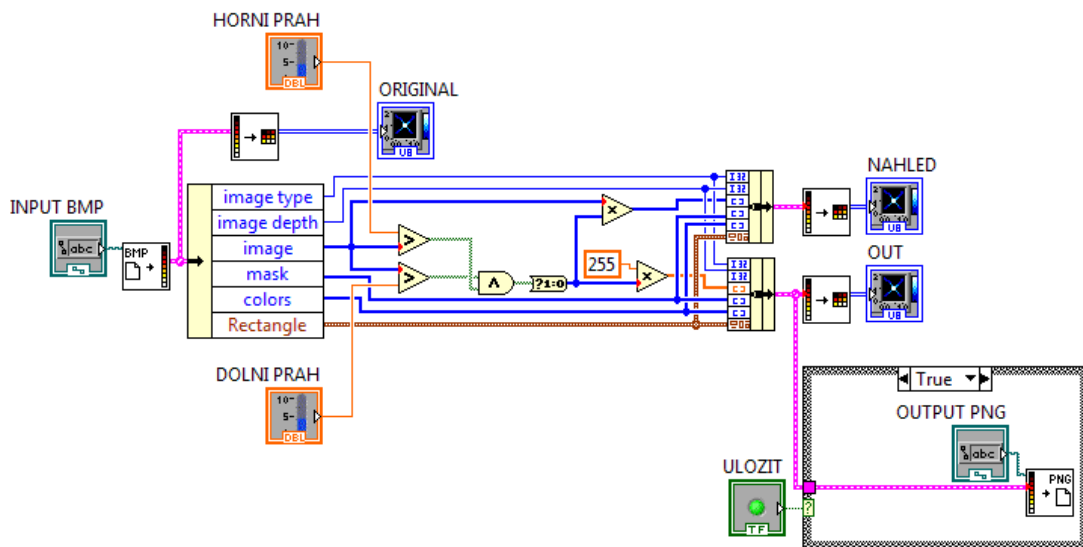
3.9.1.1. Obrazová funkce Konvoluce

Před provedením dalších operací je vhodné zvýraznit jemné struktury v obraze. K tomuto předzpracování obrazu byla použita konvoluce. Jako konvoluční jádro byla použita Sobelova maska (47). Sobelova maska vypočítává dvě konvoluční masky podél os X a Y a je schopna detekovat jemné struktury v obou osách.

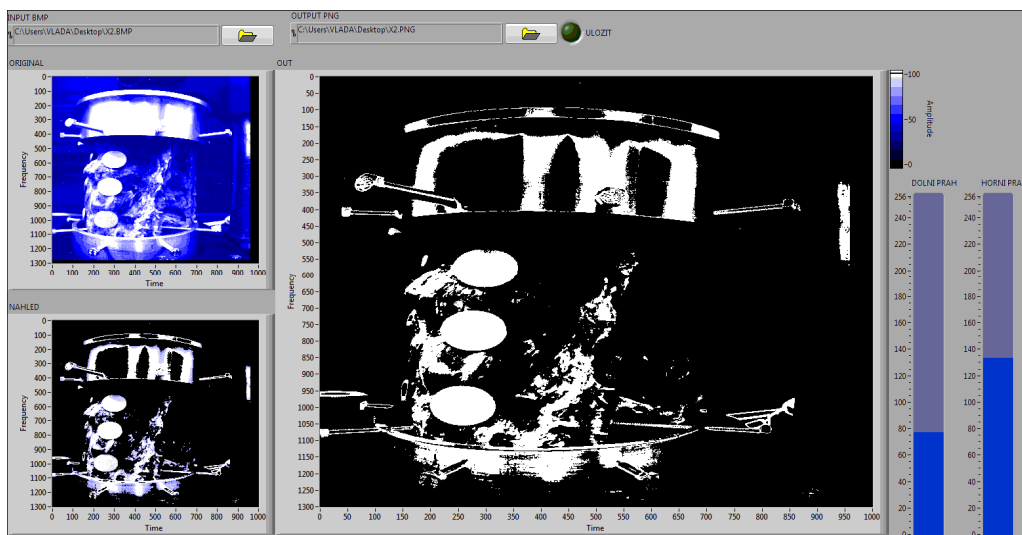
$$\begin{array}{cccccc}
 1 & 1 & 1 & 2 & 2 & 2 \\
 2 & 2 & 2 & 1 & 1 & 2 \\
 3 & 3 & 3 & 1 & 1 & 3
 \end{array} \tag{47}$$

Tato dvojitá konvoluce byla použita při předzpracování obrazu. Pro praktickou implementaci konvoluce byl vytvořen program v LabVIEW, jehož blokový diagram je znázorněn na obr. 37a. Vývojové prostředí LabVIEW nabízí mnoho funkcí zahrnující základní obrazové operace, včetně konvoluce za pomoci funkce Convolution.vi. Tuto funkci můžeme najít v podadresářích Functions\Signal Processing and Signal Operations, a má dva signálové vstupy x a y do kterých přivádíme obrazová data a konvoluční jádro (filtr) h. Obrazová funkce f (x, y) se vkládá ve formě dvoudimenzionální matice s hodnotami jasů v jednotlivých pixelech, například ze snímku z kamery ve formátu BMP, jehož čtení a převod do podoby matice zajišťuje funkce Read BMP file.vi.

intervalu a zároveň vyšší než dolní nastavená mez, nastaví se hodnota pixelu na výstupu rovna logické 1. Jestliže hodnota porovnávaného pixelu leží mimo námi požadovaný interval, nastaví se na výstupu hodnota logické 0. Blokový diagram programu pro prahování je na obr. 38, čelní panel pak na obr. 39. Kromě dialogů pro zadání vstupního a výstupního souboru program obsahuje několik náhledů – vlevo nahoře původní snímek, vlevo dole náhled po odstranění objektů mimo nastavený interval a vpravo finální binární obraz v hodnotách černá = 0 a bílá = 255. Dvěma posuvnými ovladači vpravo se nastavuje horní a dolní mez intervalu pro prahování.

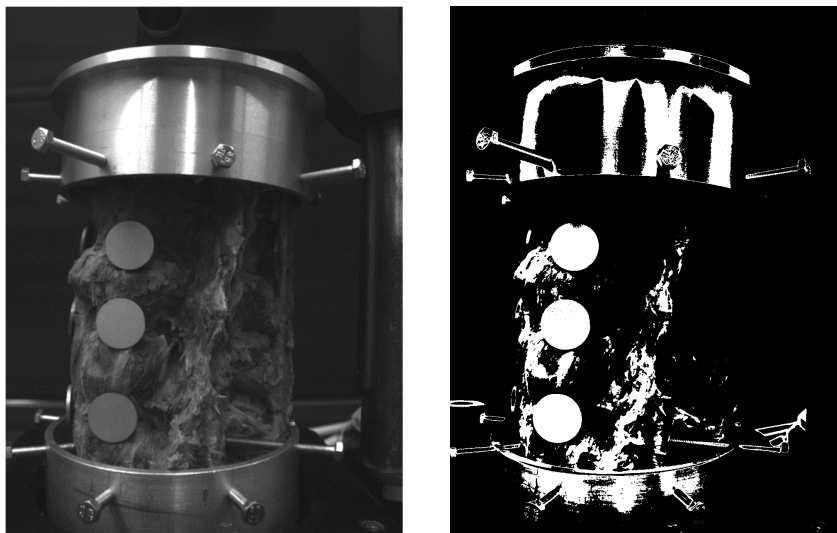


Obr. 38. Blokový diagram programu pro prahování obrazu intervalem.



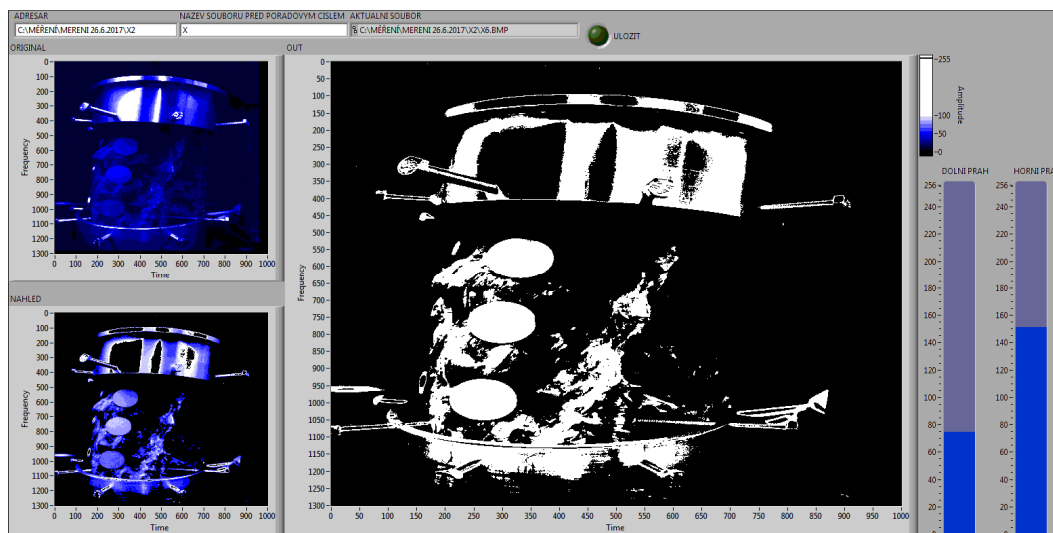
Obr. 39. Čelní panel programu pro prahování intervalem.

Jelikož je výstupem z tohoto programu defacto binární obraz (černá = 0, bílá = 255) a zároveň nejsme při jeho ukládání limitováni časem jako při pořizování fotografií strojem během měření, byl zvolen pro ukládání bezztrátový obrazový formát PNG (Portable Network Graphics). Zvolený formát je ideální volbou pro ukládání počítačem generované grafiky včetně binárních obrazů. Další výhodou je, že z důvodu jiné přípony můžeme naprahované snímky ukládat do stejného adresáře se stejným názvem před příponou, jako zdrojové snímky. Na obr. 40 můžeme porovnat snímek před prahováním a po prahování.

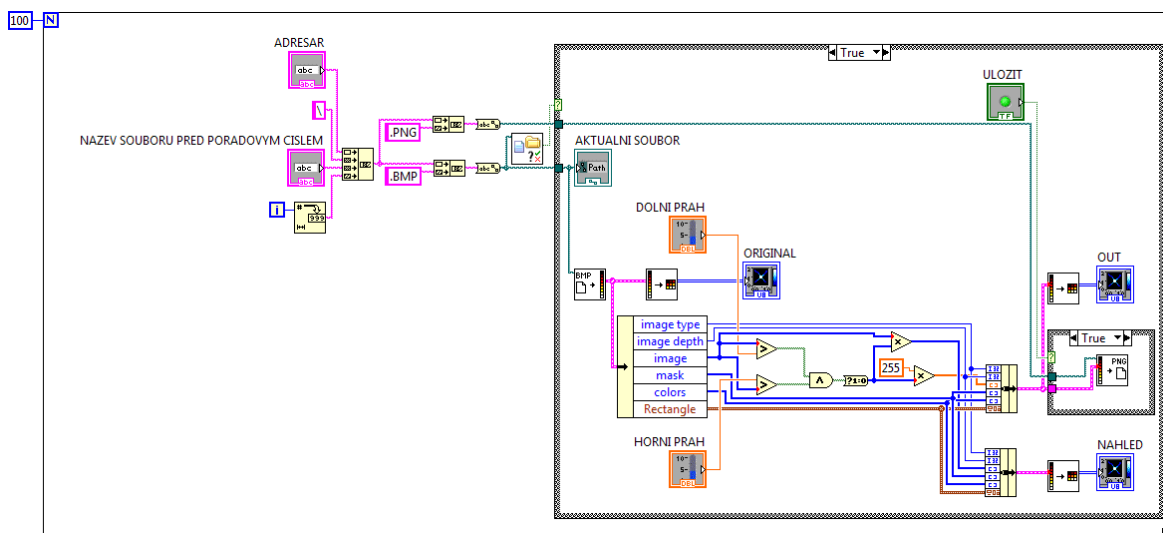


Obr. 40. Fotografie vzorku páteře před prahováním a po prahování intervalem.

Pro automatizaci a usnadnění zpracování velkého množství měřených dat byla vytvořena další verze programu pro prahování, běžící ve For cyklu, která je určená pro dávkové naprahoování celé sady snímků v zadaném adresáři. Čelní panel je zobrazen na obr. 41. Ovládací prvky programu se liší prakticky pouze v nutnosti zadání cesty k souborům, kdy nově místo cesty k jednomu souboru zadáváme cestu do adresáře se soubory a část názvu souboru před pořadovým číslem. Vstupní soubory musí být pojmenovány ve tvaru prefix (který je pro všechny soubory stejný) a číslo od 0 do 99, tedy například X1.BMP, X2.BMP, Program je navržen pro zpracování maximálně 100 souborů a před vlastním zpracováním si ověřuje existenci každého obrazového souboru. Pokud měřená sada obsahuje méně souborů, názvy neexistujících souborů program přeskočí. Blokový diagram na obr. 42 dokazuje, že se jedná o upravenou verzi předchozího programu, který je nyní spouštěn uvnitř For cyklu pro zpracování celé sady snímků v zadaném adresáři.



Obr. 41. Čelní panel programu pro prahování intervalem, verze pro dávkové zpracování.

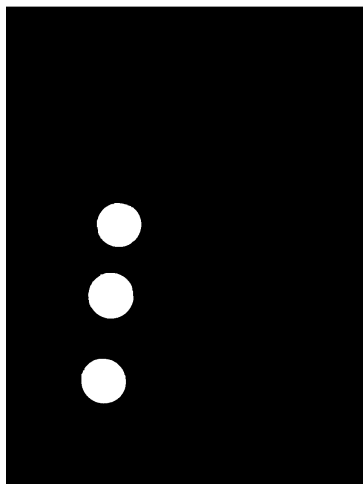


Obr. 42. Blokový diagram programu pro prahování obrazu intervalem, verze pro dávkové zpracování.

3.9.1.3. Interaktivní úpravy obrazu

V důsledku měření v otevřené laboratoři mohou kamery nasnímat obraz obsahující i nežádoucí artefakty, jak je zobrazeno v pravé části obr. 40. Jedná se o odlesky způsobené odrazem světla od kovových částí stroje a také faktem, že používáme černobílé kamery a některé části měřeného vzorku mají podobnou itenzitu šedi jako značkovací terče. V takovém případě i po prahování nám v binárním obraze zůstává jisté množství nežádoucích artefaktů. V takových

případech je nutno přistoupit k interaktivní filtraci obrazu a použít metody dle uvážení operátora přístroje. Ukázka snímku s řádně odstraněnými nežádoucími artefakty je na obr. 43.

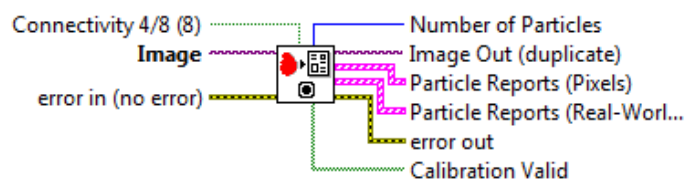


Obr. 43. Snímek po správné interaktivní filtraci nežádoucích artefaktů.

3.9.1.4. Určení polohy (souřadnic) obratlů v obraze

Pro přesné určení středu značkovacích terčů byl vytvořen program, využívající funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report pro hledání skvrn [34]. Funkce IMAQ Particle Analysis Report nejdříve prohledá celý binární obraz a hledá v něm shluky bílých bodů. Následně funkce IMAQ každý shluk bílých bodů postupně prochází po řádcích, kdy funkce hledá změny hran na začátku a konci terče (levý a pravý okraj), zaznamenává souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá sečnu, která je svislá a prochází středem kružnice. Obdobný proces provádí funkce i po sloupcích, kdy hledá horní a spodní okraje terčů, zaznamenává jejich souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá vodorovnou sečnu, která prochází středem kružnice. Aritmetickým zprůměrováním souřadnic bodů, tvořících tyto dvě sečny, získáme souřadnice bodu, který je středem kružnice, tvořící okraje terčů, tedy středem terčů. Výše popsané operace provádí funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report pro každý shluk bílých bodů v obraze. Z těchto důvodů bylo nutné provést odstranění všech nežádoucích artefaktů – shluků bílých bodů, kromě značkovacích terčů, jejichž souřadnice chceme zjistit. Pokud by nám nedopatřením zůstal v obraze byt' jen jeden bílý pixel mimo námi analyzované objekty, funkce jej mylně vyhodnotí jako další objekt k analýze. Vstupy a výstupy funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report [34] jsou popsány na obr. 44.

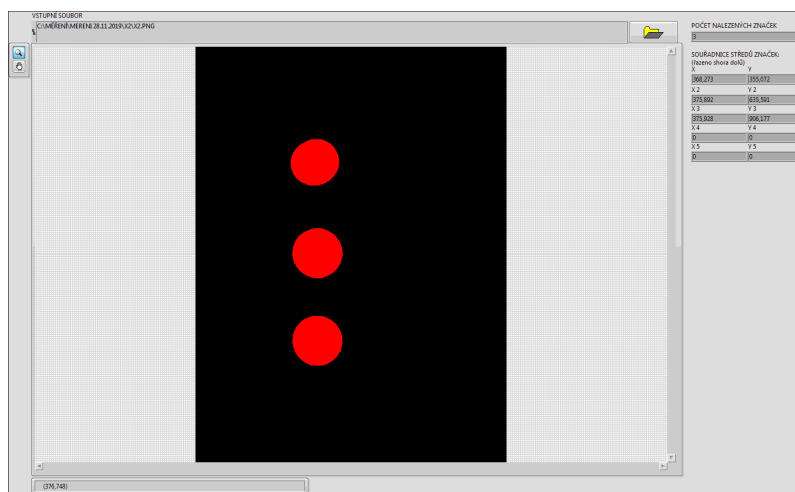
NI_Vision_Development_Module.lvlib:IMAQ Particle Analysis Report



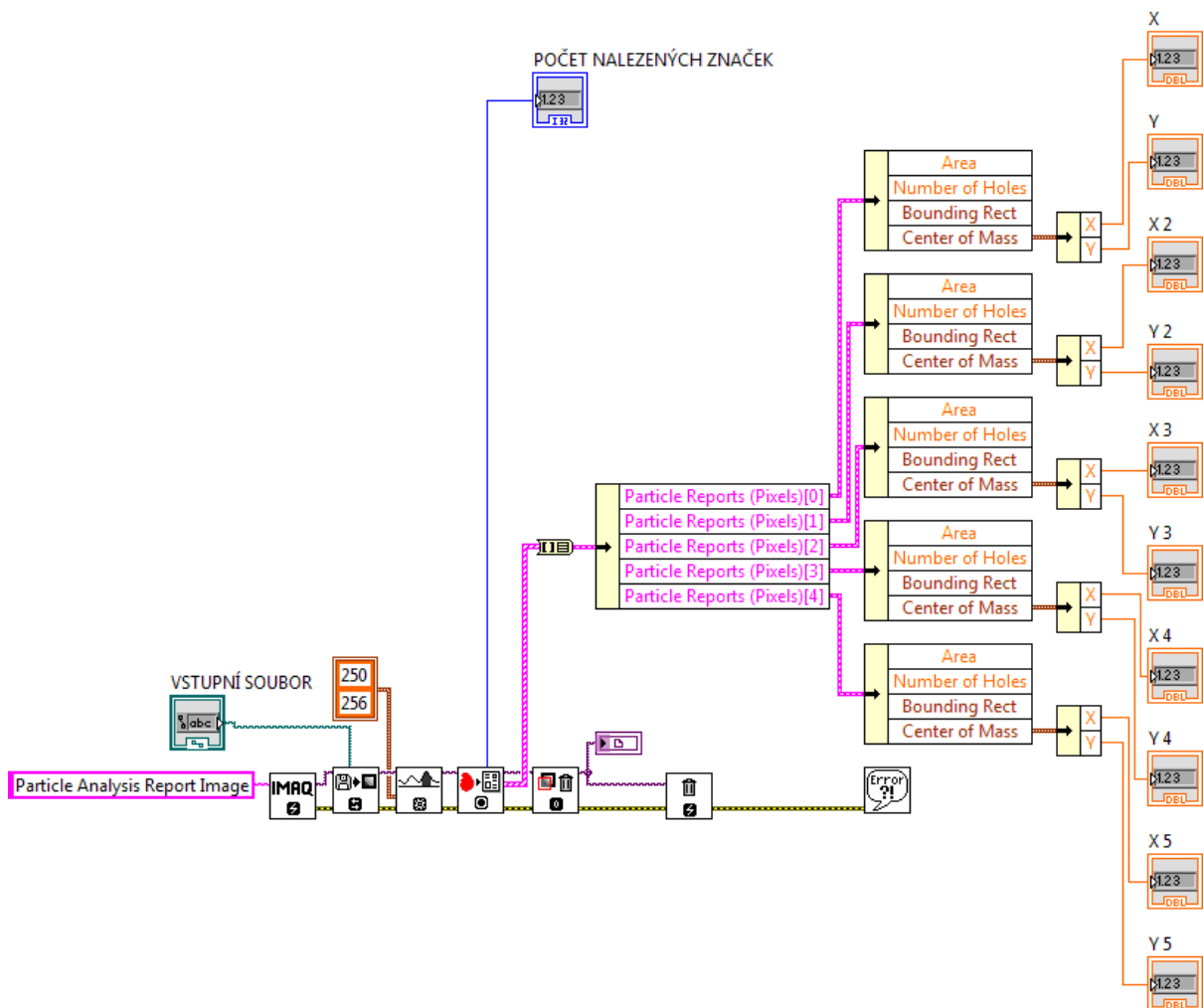
Returns the number of particles detected in a binary image and an array of reports containing the most commonly used particle measurements.

Obr. 44. Rychlá nápověda k funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report.

Výstupem funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report jsou pole a shluky dat typu Array a Cluster, ze kterých lze jednoduše námi požadované hodnoty „vybalit“ za pomoci funkcí pro manipulaci s těmito datovými typy. Za pomoci funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report byl vytvořen program, jehož čelní panel je zobrazen na obr. 45. Na čelním panelu nahoře zadáme cestu k souboru, který chceme analyzovat, dole se nám zobrazí náhled. Program následně zavolá funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report a výstupní data z této funkce zobrazí na čelním panelu vpravo, kde vpravo nahoře zobrazí počet nalezených značek (shluků bílých bodů) a pod touto informací postupně zobrazí X a Y souřadnice jednotlivých nalezených značek v pořadí shora dolů. Program je v současné podobě určen k analýze polohy maximálně pěti značek. Pokud je v analyzovaném obraze značek méně (např. v našem případě 3), zůstanou zbylé pozice hodnot v tabulce (v pořadí 4. a 5.) rovny nule. Z blokového diagramu programu na obr. 46 je jasně viditelné volání funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report a následné „vybalení“ hodnot za pomoci funkcí pro práci s datovými poli Array a Cluster.



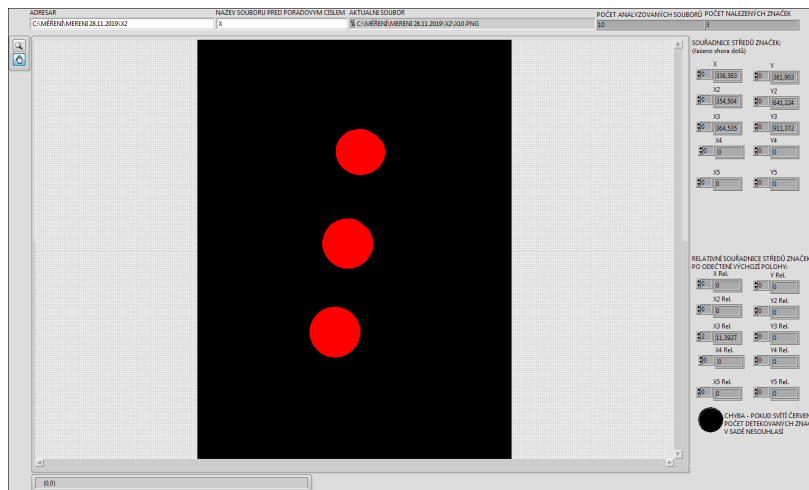
Obr. 45. Čelní panel programu pro hledání středů a analýzu polohy.



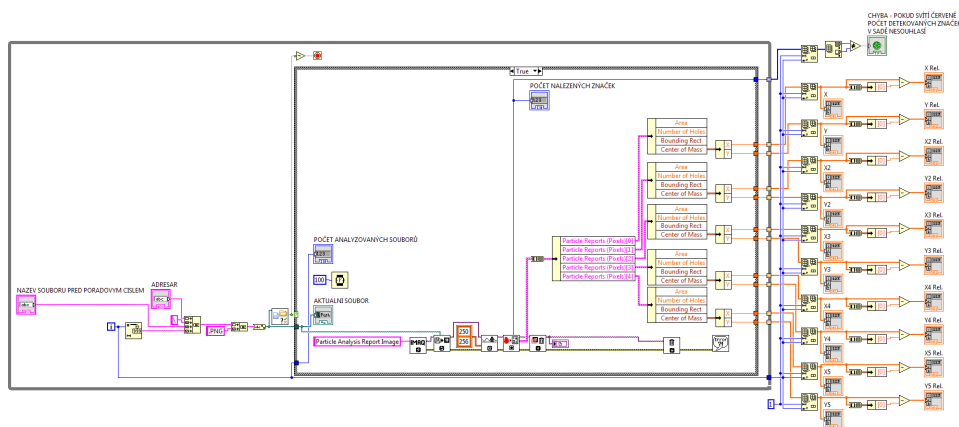
Obr. 46. Blokový diagram programu pro hledání středů a analýzu polohy.

Kromě jednoduché verze pro analýzu jednoho snímku byl Program pro hledání středů a analýzu polohy značkovacích terčů vytvořen i ve verzi, určené k analýze celé série snímků, jdoucích za sebou. Čelní panel tohoto programu je znázorněn na obr. 47. Oproti předchozí verzi se ovládání programu liší v nutnosti zadání cesty do adresáře namísto zadání cesty k jednomu souboru. Pořadová čísla souborů musí být číslována v řadě od 0. Program postupně prohledá a zanalyzuje všechny soubory a hodnoty zobrazí v pravé části programu, kdy vpravo nahoře vypíše počet analyzovaných souborů, počet nalezených značek v každém souboru a za pomoci polí zobrazí vpravo nahoře absolutní souřadnice středů značek a vpravo dole relativní souřadnice středů značek oproti výchozímu snímku s pořadovým číslem 0, kdy jednoduchým odečtením souřadnic výchozího snímku od každého dalšího snímku získáme souřadnice posunutí. Pokud by nám nesouhlasil počet detekovaných značek na jednotlivých snímcích v rámci sady (způsobený přebývajícím vadným pixelem nebo shlukem pixelů), ikona indikující chybu vpravo dole se rozsvítí červeně. Blokový diagram tohoto programu je na obr. 48 a

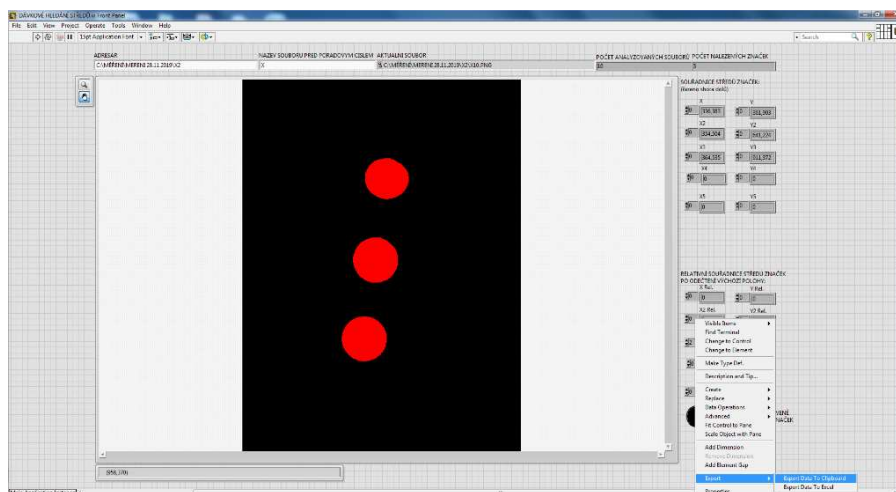
můžeme z něj vidět, že stejně jako předchozí program využívá funkci IMAQ Particle Analysis Report, která je však nyní spouštěna ve While cyklu a zpracována namísto jednoduchých číselných ukazatelů do podoby výstupních datových polí, včetně odečítání hodnoty ve výchozí pozici pro získání souřadnic posunutí. Všechny hodnoty posunutí jsou udávány v pixelech. Na obr. 49 je pak znázorněn postup exportu dat z výstupních datových polí do systémové schránky nebo Excelu, k čemuž slouží kliknutí pravým tlačítkem, kdy z podnabídky Export vybereme položku Save data to Clipboard nebo Save data to Excel.



Obr. 47. Čelní panel programu pro hledání středů a analýzu polohy – verze pro dávkové zpracování.



Obr. 48. Blokový diagram programu pro hledání středů a analýzu polohy – verze pro dávkové zpracování.



Obr. 49. Export dat z výstupních datových polí do systémové schránky nebo Excelu.

3.9.2. Analýza malých změn v obraze (interferenční metoda)

Pro malé změny pohybu (posunutí o méně než 5 mm) byla experimentálně použita interferenční metoda moaré interferometrie využívající generované skvrnité vzory na upevněných terčících. Metoda následně vyhodnocuje pro jednotlivé stupně volnosti po sobě jdoucí obrazy skvrn (pseudo speckle), sčítá je metodou obrazové analýzy a provádí výpočet spektra součtového obrazu pomocí 2D Fourierovy transformace. Vzniklé spektrum je v podobě interferenčních proužků, kde vlastní pohyb sledovaných komponent je kolmý na vypočítané proužky spektra a jeho velikost odpovídá jejich počtu. Hlavní výhodou této metody je, že pro výpočet jsou využity všechny body (pixely) záznamu příslušného tečičku, což umožňuje použití levných kamer s menším rozlišením. Tato metoda je detailně popsána a byla publikována v časopise *MethodsX* [A10].

3.9.2.1. Speckle metoda dvojího záznamu

Pro měření malých změn deformací se v optické praxi používá interferenční speckle metoda dvojího záznamu, kde skvrnité (speckle) vzory jsou tvořeny laserovým světlem. Vyhodnocení probíhá spojitě dvojím záznamem na filmový pás. Experimentální výsledky byly publikovány na konferenci ICAIM 2014 [A2].

3.9.2.2. Rychlá Fourierova transformace

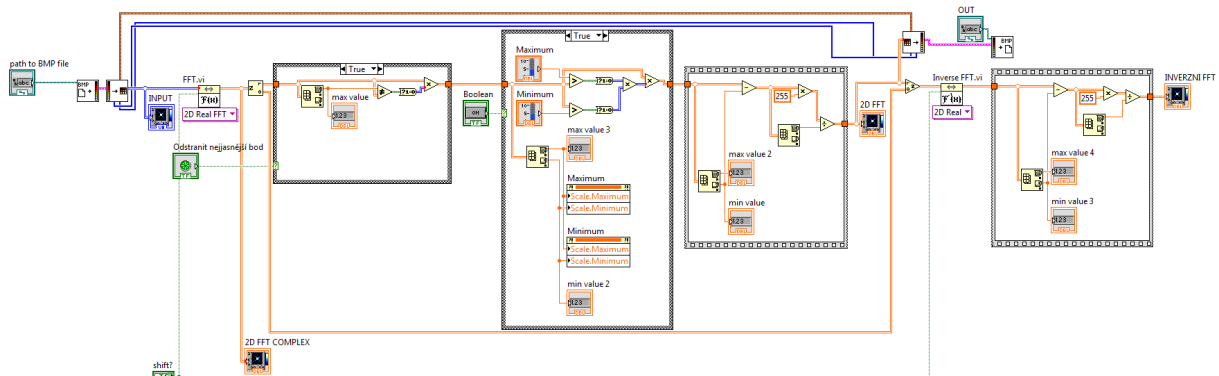
Obdobných výsledků vzniku interferenčních proužků získaných optickou (spojitou) cestou (kapitola 3.9.2.1) lze dosáhnout i výpočetně za pomoci dvoudimenzionální diskretní Fourierovy transformace (FT). Pro další postup budeme uvažovat její diskretní podobu (kapitola 2.2.4). FT přiřadí komplexní číslo každé dvojici bodů (u, v) a obráceně, FT $F(u, v)$ lze převést zpět na prostorový obraz $f(x, y)$ s rozlišením NM použitím vztahu (48):

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{M-1} F(u, v) e^{j2\pi \left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M} \right)}. \quad (48)$$

V konečném prostoru můžeme Fourierovu transformaci vypočítat algoritmem zvaným rychlá Fourierova Transformace (FFT). Lze jej vyjádřit vztahem (49)

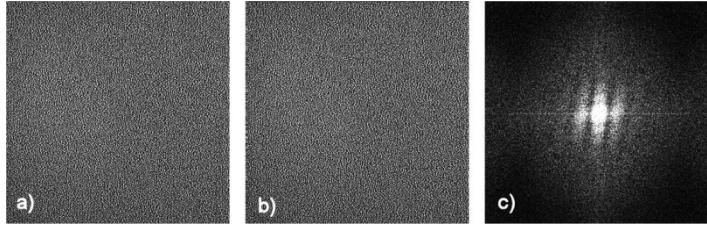
$$F(u, v) = \frac{1}{NM} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) e^{-j2\pi \left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M} \right)}. \quad (49)$$

kde $N \times M$ je velikost obrazu $f(x, y)$. Odvozený výpočet byl naprogramován za pomoci vývojového prostředí NI LabVIEW. Blokový diagram tohoto programu je znázorněn na obr. 50.

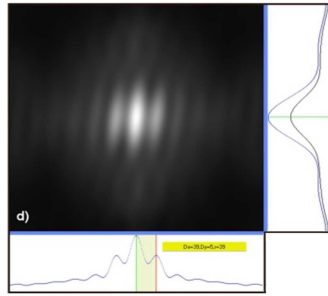


Obr. 50. Blokový diagram pro dopřednou FFT, filtraci a zpětnou FFT v NI LabVIEW.

Obr. 51 ukazuje digitální záznam posunutých dvou polí koherenční zrnitosti generovaných laserovým světlem a jejich digitálně vypočítaný Fourierův obraz. Obr. 52 pak ukazuje výsledný Fourierův obraz po digitální filtraci dolní propustí.



Obr. 51. a) Počítačový záznam pole koherenční zrnitosti tvořené laserovým světlem; b) Posunuté pole v ose x; c) Počítačový výpočet spektra digitálních záznamů polí (a+b) pomocí diskrétní FFT.



Obr. 52. Fourierův obraz (spektrum) po filtraci dolní propustí.

3.9.2.3. Simulace vzoru koherenční zrnitosti

Záznam vzorů koherenční zrnitosti (obr. 53) lze simulovat počítačovým generátorem náhodných čísel nebo i jinými zdroji šumu bez nutnosti použití koherentního světla. Hrubost zrna ve vzoru koherenční zrnitosti poté můžeme vyjádřit standartní odchylkou odvozenou od histogramu a kumulativního histogramu, kde střední hodnotu hrubosti vzoru M lze vypočítat vztahem:

$$M = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} i \cdot h(i) \quad (50)$$

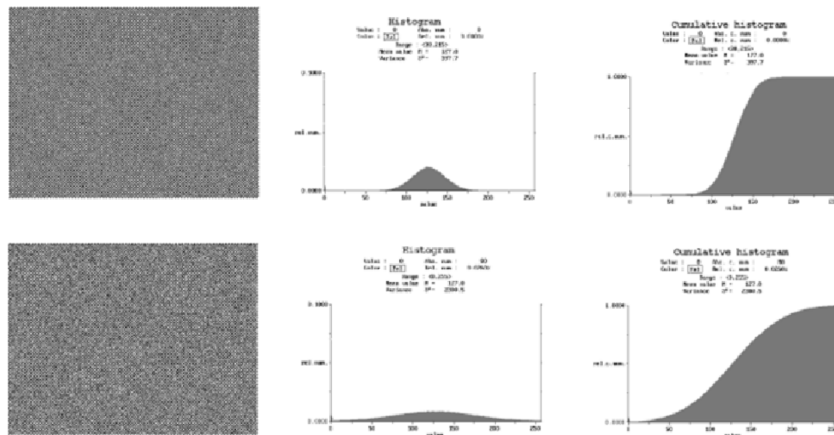
Odchylka S^2 – odchylka vzorku (změna odhad $D \approx$ odchylka) lze vypočítat vztahem:

$$S^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} (i - M)^2 \cdot h(i) \quad (51)$$

Standartní odchylka

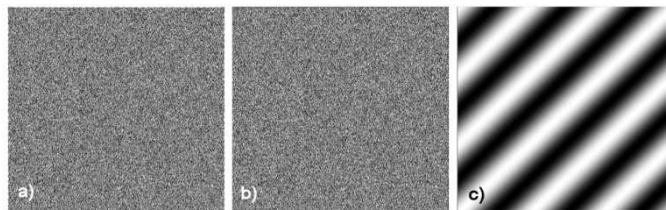
$$\sigma(x) = \sqrt{D(x)} \quad (52)$$

n udává počet všech pixelů v obraze a $h(i)$ absolutní frekvenci od třídy i . Bitová hloubka intenzity pixelu je 1B ($2^8 = 256$).



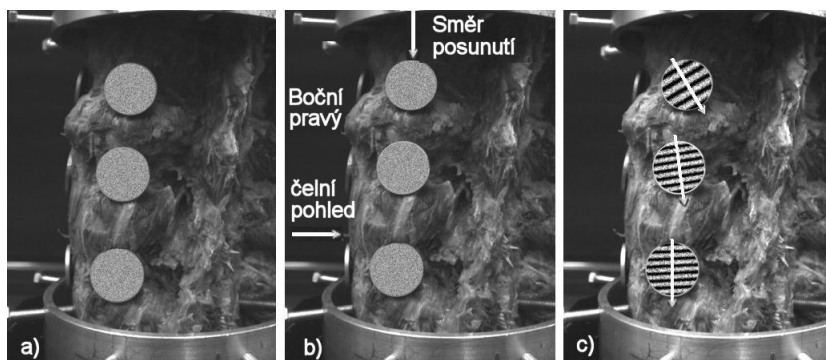
Obr. 53. Simulované vzory koherenční zrnitosti $M(\mu) = 127$, $\sigma = 20$ a $\sigma = 50$.

Na obr. 54 je zobrazen digitální záznam počítačem vygenerovaného pole simulující koherenční zrnitost, uhlopříčně posunuté pole v ose x a y a jejich součet a digitálně vypočítaný Fourierův obraz. Dolnofrekvenční filtrace není nutná.



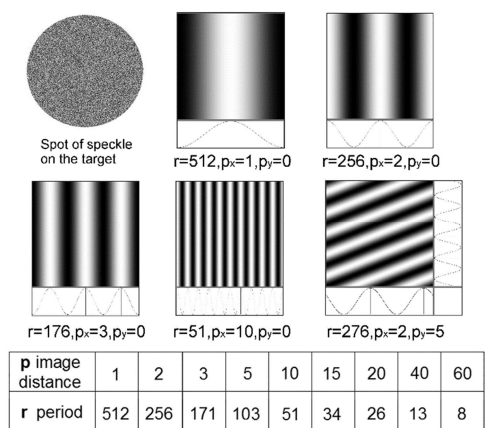
Obr. 54. Simulované pole koherenční zrnitosti; a) před posunutím; b) po posunutí; c) 2D Fourierovo spektrum součtu obrazů a+b.

Pro další postup jsou měřicí terčíky vzorku pokryty simulovanou koherentní zrnitostí a jsou, z důvodu možnosti prostorového zobrazení, upevněny ve dvou na sobě kolmých řadách na vzorek, kde jsou snímány dvěma CCD kamerami v krocích před a po posunutí vzorku. Výsledný součtový obraz skvrn (pseudo-speckle) příslušných po sobě dvou jdoucích kamerových záznamů terčíků, je vyhodnocen použitím digitální dvourozměrné rychlé Fourierovy transformace (2D FFT). Směrodatná odchylka generovaných vzorů byla experimentálně stanovena na $\sigma = 50$ za účelem optimálního využití rozlišitelnosti čipu použitých kamer. Získané Fourierovo spektrum plochy terčíků na obraze (55c) získané součtem jejich ploch na obraze obr. 55a + obr. 55b má tvar interferenčních proužků, kde pohyb je kolmý na interferenční proužky a velikost posunutí odpovídá příslušné prostorové frekvenci (hustotě proužků), resp. periodě.



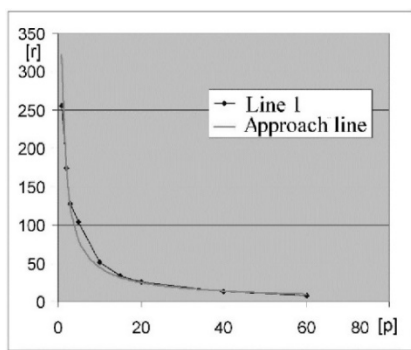
Obr. 55. a) Terče pokryté pseudo speckle vzory ($\sigma = 50$) připevněné ke vzorku páteře; b) Posunutí kruhových terčů; c) Vypočítaná Fourierova spektra polí terčů ze součtu dvou snímků při měření flexe vzorku.

Z účelem vyhodnocení získaných spekter byly experimentálně realizovány typické posuny terčů s jejich Fourierovými spektry.



Obr. 56. Ukázka simulovaného interferogramu a velikosti period. p_x a p_y je velikost posunutí v osách x a y , r je vzdálenost periody ekvivalentní k velikosti posunutí).

Na obr. 56 je znázorněna závislost změny periody r ve Fourierově spektru na vzdálenosti posunutí p v počtu pixelů v původním obraze. Hodnoty p a r jsou vyjádřeny v počtu pixelů.



Obr. 57. Závislost periody spektra r na velikosti posunutí obrazu p .

Z obr. 57 je patrné že vzdálenost posunutí obrazu p je nepřímo úměrná k periodě r ve Fourierově spektru. Křivku 1 na obr. 57 lze aproximovat hyperbolou 2. Matematický popis této hyperboly bude

$$p = \frac{c}{r} \quad (53)$$

kde proměnná c bude náhodná konstanta z rozsahu reálných čísel, kterou lze určit specifickým měřením z obr. 57 rovnicí (54)

$$c = p_0 \times r_0 = 5 \times 103 = 515. \quad (54)$$

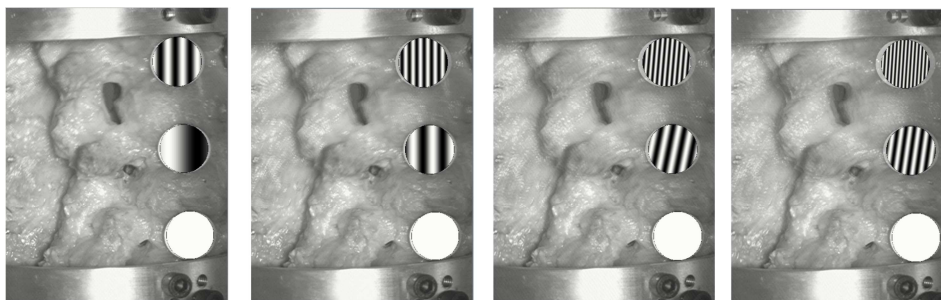
Přibližný vztah pro závislost pro změnu posunutí obrazu a změnu periody interferenčních pruhů ve Fourierově spektru pak bude

$$p = \frac{515}{r}. \quad (55)$$

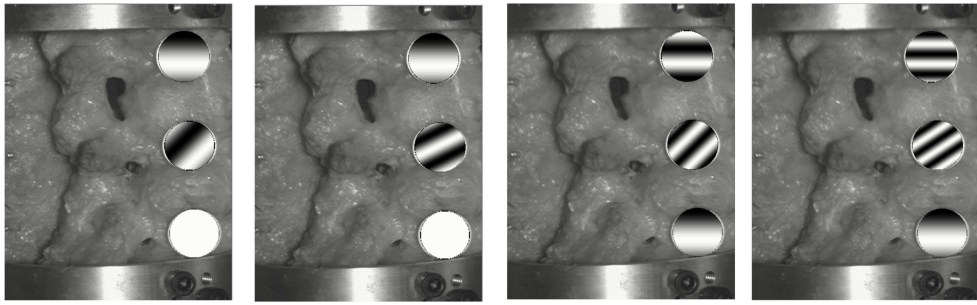
Pokud nyní budeme mít ve spektru periodu například $r = 128$, můžeme jednoduše ze vzorce (55) vypočítat, že velikost posunutí obrazu je $p = \frac{515}{128} = 4$ pixely.

3.9.2.4. Experimentální výsledky pseudo-speckle metody

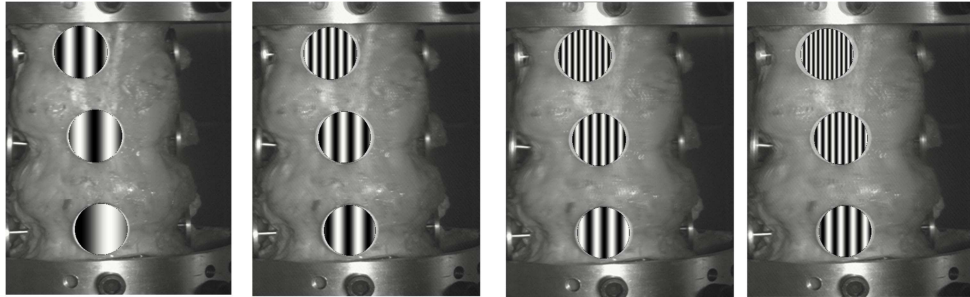
Měřicí terčičky použité pro snímání pohybu obratlů obsahují vzory, simulující šum (speckle). Páteř je během měření mezi jednotlivými posunutími zaznamenávána obrazovými soubory ze dvou CCD kamer, které jsou ukládány do paměti počítače. Pokud chceme zjistit velikost posunutí, otevřeme dva snímky z téže sady (před posunutím a po posunutí), provedeme jejich obrazový součet ploch terčičků a vykreslíme spektrum pomocí 2D FFT transformace. Ze získaného spektra můžeme následně určit velikost a směr posunutí. Výsledky jsou patrné na obr. 58 – 60 dle vyhodnocení příslušných směrů namáhání.



Obr. 58. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání ohybem.



Obr. 59. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání tlakem.



Obr. 60. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání torzí.

Interferenční pruhy uvnitř terčů vizualizují posunutí jednotlivých obratlů během měření. K přesnému výpočtu lze použít vzorec (55). Hlavní výhoda této experimentální měřicí metody oproti prostému měření souřadnic bodu v obraze spočívá ve schopnosti vizualizovat a detekovat i drobná posunutí menší než 1 pixel za pomoci levných kamer s nižším rozlišením.

4. Aplikace zařízení BS-II v praxi - Vyhodnocení implantace implantátu LUMIR XLIF CAGE na kadaverózním lidském vzorku.

Funkčnost měřicího systému BS-II byla experimentálně ověřena měřením kadaverózního vzorku lumbární části lidské páteře. Vzorek páteře byl nejdříve měřen v intaktním stavu, tzn. bez implantátu. Následně byla provedena chirurgická operace, spočívající v náhradě části meziobratlové ploténky mezi obratli L3 a L4 implantátem LUMIR XLIF CAGE a tentýž vzorek, nyní již s implantátem, byl měřen znovu. Ve finální části byly výsledky obou měření vyhodnoceny a porovnány.

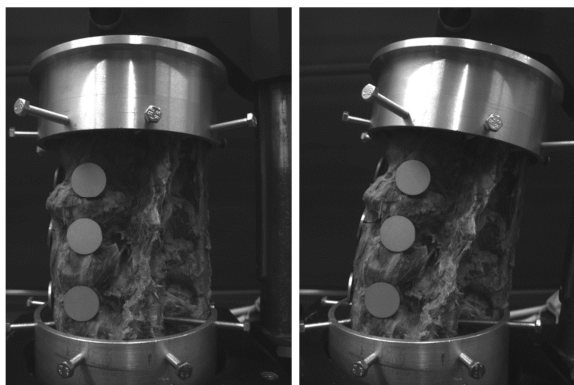
4.1. Příprava experimentu - Upevnění vzorku

Před měřením byl vzorek uchycen do upevňovacích misek stroje. Obratle L2, L3 a L4 byly navrtány a do vzniklých otvorů byly osazeny značkovací terčičky s příslušnými vzory simulující speckle obrazy, určené pro přesné vyhodnocení polohy obratlů. Postup montáže je znázorněn na obr. 61.



Obr. 61. Montáž měřeného vzorku do cartridge stroje a instalace značek pro snímání polohy.

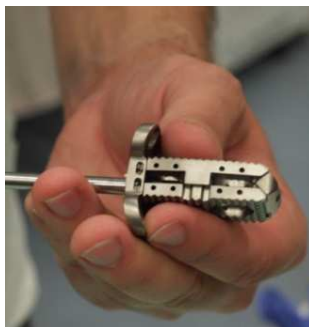
Po uchycení vzorku do stroje bylo provedeno měření ve všech osách, vždy po 10 odečtech od nulové polohy na každou stranu. Mezi jednotlivými odečty jsme popojížděli v případě měření na osách X a Y o 400 kroků, v případě měření torze o 350 kroků a při měření tlaku o 40 kroků tak, aby během měření nedošlo k najetí na koncový spínač a aktivaci ochrany stroje. Na obr. 62 jsou pro ilustraci zobrazeny fotografie pořízené kamerami stroje během měření.



Obr. 62. Fotografie, pořízené kamerami stroje během měření. Vlevo vzorek v nulové poloze, vpravo v maximálním náklonu v ose x o 4000 kroků (extenze).

4.2 Implantát

Po úvodním měření byla na vzorku páteře provedena operace, spočívající v implantaci meziobratlového implantátu LUMIR XLIF CAGE, zobrazeném na obr. 63.



Obr. 63. Implantát LUMIR XLIF CAGE.

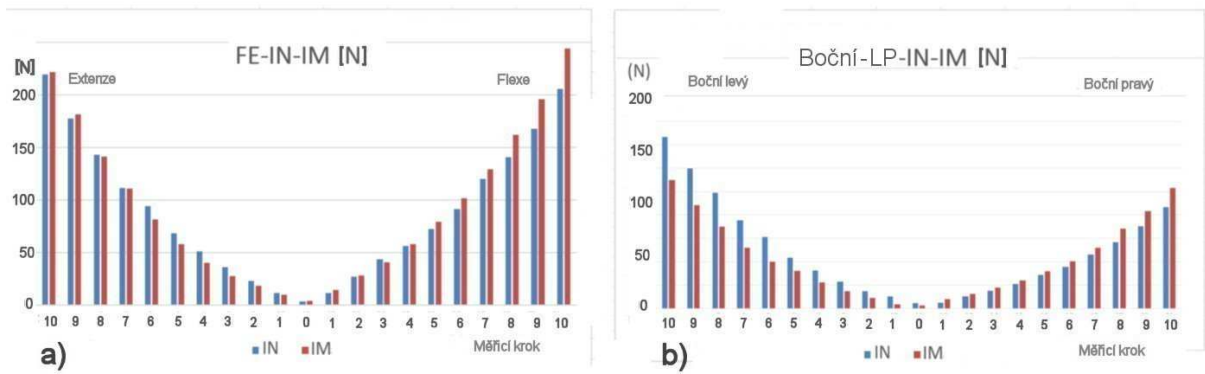
Implantát LUMIR XLIF CAGE vyvinul primář olomoucké neurochirurgie prof. Lumír Hrabálek a úspěšně jej uvedl do operační praxe v roce 2017 [7-11]. Je vyroben ze slitiny titanu, alumina a vanadu, což je obecně používaný a osvědčený biokompatibilní materiál. Implantát je vybaven mechanismem, díky kterému je schopen se přizpůsobit konkrétní velikosti meziobratlového prostoru. Jeho součástí je integrovaná dlahá, která se přišroubuje k sousedním obratlům, čímž se stabilita náhrady zvýší. Implantát se zavádí za pomoci operační metody XLIF (Extreme Lateral Interbody Fusion), využívající extrémně boční přístup, při kterém se lékaři vyhnou orgánům v břišní dutině i velkým cévám. Kožní řez nepřesahuje délku šesti centimetrů. Vzorek páteře s voperovaným implantátem je znázorněn na obr. 64. Po provedení operace bylo opět provedeno měření ve všech osách.



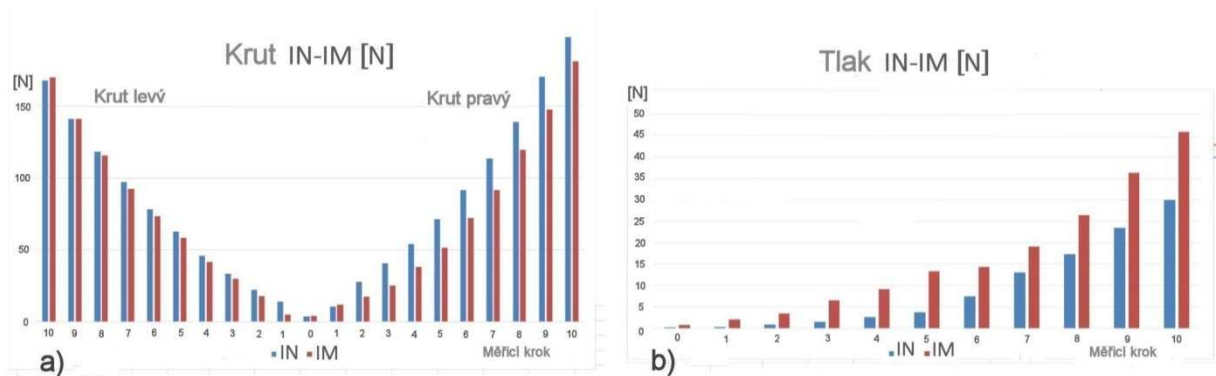
Obr. 64. Vzorek měřené páteře s implantátem LUMIR XLIF CAGE.

4.3 Vyhodnocení implantace a porovnání výsledků

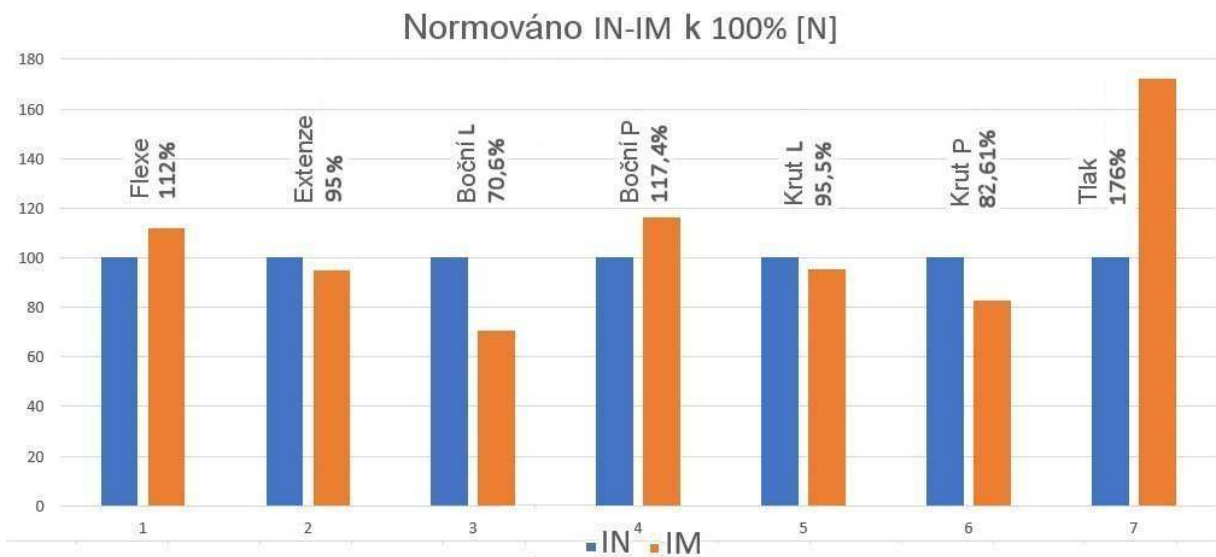
Výsledky silových měření před implantací a po implantaci implantátu LUMIR XLIF CAGE jsou porovnány v grafech na obr. 65 a 66. Intaktní vzorek je zobrazen modře, vzorek s implantátem červeně. Síly, nutné pro ohyb vzorku do krajních poloh jednotlivých os pak procentuálně porovnává diagram na obr. 67. Intaktní vzorek je zde zobrazen modře, vzorek s implantátem oranžově. Z výsledků je patrná změna velikosti síly, kterou musí stroj působit na vzorek pro jeho ohnutí v jednotlivých směrech. Tato změna síly je nejvýraznější při namáhání vzorku tlakem, kdy se nám po nahrazení původní měkké meziobratlové ploténky tvrdým implantátem z chirurgické slitiny titanu, alumina a vanadu zvýšila síla potřebná pro stlačení vzorku o 76%, jak je viditelné na obr. 66b a obr. 67 zcela vpravo. Zajímavé je také porovnání změn síly potřebné pro vykonání levostranného a pravostranného ohybu (obr. 65b) kdy nám síla potřebná pro levostranný ohyb poklesla, zatímco síla potřebná pro pravostranný ohyb narostla. Tento rozdíl sil při laterálních ohybech je způsoben jednostranným přišroubováním integrované dlahy.



Obr. 65. Porovnání vzorku před implantací a po implantaci při namáhání ohybem a) dopředu a dozadu, b) levý a pravý ohyb.



Obr. 66. Porovnání vzorku před implantací a po implantaci při namáhání a) torzí (krut), b) tlakem.

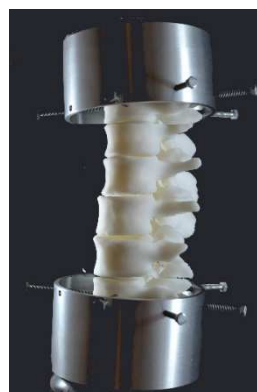


Obr. 67. Procentuální porovnání síly potřebné pro ohyb vzorku do krajní polohy v jednotlivých osách před implantací (modře) a po implantaci (oranžově) implantátu LUMIR XLIF CAGE.

5. Závěr a perspektiva

Nově vyvinutý měřicí systém druhé generace BS-II pro měření biomechanických parametrů kadaverózních vzorků lidské páteře byl úspěšně otestován měřením kadaverózního vzorku lidské páteře s implantátem LUMIR XLIF CAGE. Systém umožňuje automatizované měření ve všech osách (x, y, tlak, torze) bez nutnosti ručně pootáčet vzorek. Mechanická síla na vzorek je měřena čtyřmi tenzometry, vetknutými v jednotlivých osách. Poloha jednotlivých obratlů měřeného vzorku je snímána dvěma na sebe kolmými CCD kamerami. Obraz z těchto kamer je následně vyhodnocován interferenční metodou pro malé změny (posuny < 5 mm) a souřadnicovou metodou pro velké změny (posun >5 mm).

V současné době se pomocí uvedeného biomechanického zařízení provádí vyhodnocení stabilizačních metod na vzorcích páteře, které byly vyrobeny 3D tiskem z dat získaných metodami výpočetní tomografie (CT - Computer Tomography) a magnetické rezonance (MRI - Magnetic Resonance Imaging). Vzorky páteře, vyrobené 3D tiskem, jsou znázorněny na obr. 68.



Obr. 68. a.) Model lumbální části páteře vyrobený technikou 3D tisku. b.) Model upravený do podoby cartridge pro měření v zařízení BS-II.

Výsledky práce byly publikovány v autorských publikacích [A1, A2, A8 a A10]. Měřicí zařízení bylo vyvinuto za podpory projektů AFNet CZ.1.07/2.4.00/17.0014, IGA_PrF_2019_002 a Proof of Concept UP PoC_0802, 909710012/90.

Použitá literatura¹

1. Manohar M. Panjabi: The stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* Vol.5, No4, pp **390-397**. 1992 Raven Press, Ltd., New York.
2. Brodke D., S., Dick J.C., Kunz D.N., 1997. Posterior Lumbar Interbody Fusion. *SPINE* V.22, N.1, 26.
3. Deduchi, M., Chang, B.C., Sato, K., 1998. Biomechanical Evaluation of Translaminar Facet Joint Fixation. *SPINE* V.23, N.12, 1307.
4. Bartoněk, L., Kepřt, J., Charamza, J., Hrabálek, L., 2003. Utilization of speckle techniques at measurements of biomechanical characteristics of cadaverous human lumbar spine samples after application of various surgical fixation methods. *Proc. SPIE* 5143, **262-269**.
5. Bartoněk, L., Kepřt, J., Charamza, J., Hrabálek, L., 2004. Computer aided measurement of biomechanical characteristic of cadaverous lumbar spines. *Central European Journal of Physics*, CEJP 2(3), **504-510**.
6. Momin, A.A.a, Steinmetz, M.P., 2020. Evolution of Minimally Invasive Lumbar Spine Surgery. *World Neurosurgery*. Vol. 140, August 2020, Pages **622-626**
7. Fritscher, Adam., 2018. *Olomoucký deník*. Unikátní olomoucký patent rychle vrací život "porouchaným" zádům. [online]
<https://www.denik.cz/zdravi/unikatni-patent-olomouckeho-neurochirurga-rychle-vraci-zivot-ot-porouchanym-zadum-20180201.html>
8. Havrlant, Egon., 2018. *Komunikace a marketing Fakultní nemocnice Olomouc* [online].
<http://marketing.fnol.cz/novinky/olomoucky-neurochirurg-vyvinul-unikatni-mezio-bratlovy-implantat/>.
9. Mazochová, Velena., Havrlant, Egon., 2017, *Journal UP Olomouc* [online]. ISSN 1805-6865.
<https://www.zurnal.upol.cz/nc/zprava/clanek/neurochirurg-lumir-hrabalek-vyvinul-unikatni-mezio-bratlovy-implantat-do-operacni-praxe-jej-zavede-j/>
10. Mazochová, Velena, 2017. *Novinky.cz*, Univerzita Palackého. [online].
<https://www.novinky.cz/veda-skoly/442547-olomoucky-neurochirurg-vyvinul-novy-mezio-bratlovy-implantat.html>
11. Perina, Luděk., 2018. *Zprávy CTK 24*. V Olomouci vkládají do páteře unikátní implantát. Přizpůsobí se velikosti meziobratlového prostoru [online].
<http://www.ceskatelevize.cz/ct24/regiony/2380066-v-olomouci-vkladaji-do-patere-unikatni-implantat-prizpusobi-se-velikosti>.
12. Václav Hlaváč. *Matematická morfologie - učební text. České vysoké učení technické v Praze*. [online]
<http://people.ciirc.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/71-3MatMorpholBinCz.pdf>
13. Stránky společnosti National Instruments: www.ni.com
14. LabVIEW [online] <https://www.ni.com/en-us/shop/labview.html>
15. CompactRIO [online] <http://www.ni.com/content/ni/locales/cs-cz/shop/compactrio.html>
16. J. Vlach: Začínáme s LabVIEW
17. J. Pechoušek: Základy programování v LabVIEW
18. Tenzometr, *Wikipedia* [online] <https://cs.wikipedia.org/wiki/Tenzometr>

¹ Autorské publikace, číslované jako [A1] až [A10] jsou uvedeny na začátku práce.

19. Sensocar, výrobce tenzometrů [online] www.sensocar.com
20. CompactRio šasi NI9148 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/375519c.pdf>
21. Budič krokového motoru NI9105 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/375479f.pdf>
22. Modul digitálních vstupů NI9425 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/373782j.pdf>
23. A/D převodník NI9217 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/374187f.pdf>
24. Krokový motor, *Wikipedia* [online] https://cs.wikipedia.org/wiki/Krokový_motor
25. Nabídka krokových motorů společnosti Microcon [online] www.microcon.cz
26. Momentové charakteristiky motorů Microcon [online] http://www.microcon.cz/PDF082018/moment_SX_092018.pdf
27. Zapojení vinutí motorů společnosti Microcon [online] <http://www.microcon.cz/zapojenivinuti2012web/vinutihlstranka14.asp>
28. Allied Technology, Vision Marlin F131B [online] <https://www.alliedvision.com/en/support/technical-documentation/marlin-documentation.html>
29. Manuál ke kamerám Smartekvision [online] <http://www.rocketech.cc/doc/smartek/Giganetix%20Standard%20Series.pdf>
30. Překlad adres NAT, *Wikipedia* [online] https://en.wikipedia.org/wiki/Network_address_translation
31. Společná Laboratoř Optiky [online] jointlab.upol.cz
32. Test certificate. First addition to number E-97-02.C05. Load Cell Sensocar type BL. [online] [https://www.sensocar.com/images/stories/virtuemart/product/CE%20Test%20Certificate%20BL%20\(ADD1\)_EN.pdf](https://www.sensocar.com/images/stories/virtuemart/product/CE%20Test%20Certificate%20BL%20(ADD1)_EN.pdf)
33. Španěl, M., and Beran, V., 2006. VUT Brno Information Technology Faculty Computer Graphics and Multimedia Systems. Image segmentation techniques [online]. Available from <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>.
34. Nápověda k funkci NI IMAQ Particle Analysis Report [online] https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370281AG-01/imaqvision/imaq_particle_analysis_report/

Přílohy

Příloha 1. Prototyp BS-II [A1]

Příloha 2. Vizualizace malých změn [A10]

Příloha 3. Kamerový modul s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077 [A3]

Příloha 4. Zabezpečení BS-II při komunikaci po Internetové síti [A9]

RESEARCH ARTICLE

Open Access



The prototype BS-II for computer measurement of biomechanical characteristics of the human cadaverous lumbar spine

Vladislav Janák^{*} , Luděk Bartoněk, Lumír Hrabálek, Jiří Kepřt and Jiří Charamza

Abstract

Background: The new second-generation computer system BS-II (Bio-Spine-II) based on the National Instruments' development environment has been designed and constructed for evaluating the stability of various surgical fixative methods of the cadaverous lumbar spine (L1–L5). BS-II holds the measured sample using aluminum fixtures and using four computer-controlled stepper motors; it performs a circular movement (warm up of the specimen), programmatically driven extension (back bend), right and left lateral flexion (lateral bend), left and right axial torsion (rotation), and axial compression (pressure). Four strain gauges are used to measure the stiffness of the sample. The movement of individual components (vertebrae) is contactlessly monitored by two CCD (charge couple device) cameras. The obtained data are in digital form continuously stored in the computer memory for further processing.

Methods: The functionality of the equipment was verified on the cadaverous specimen of the human spine. The stiffness of the sample was measured by strain gauges, and the results were processed using linear regression analysis. Movements of vertebrae were determined by circular discs covered with appropriate patterns. The discs have been linked with the respective vertebrae and were contactlessly monitored by two CCD (charge couple device) cameras and evaluated using digital image processing methods and 2D digital FFT (fast Fourier transformation). Direction and displacement of the individual components were determined by the band of the calculated spectrum. The new device BS-II is controlled by a modifiable computer program designed in the National Instruments' development environment which allows statistical processing of the sample, including its warming up.

Results: The computer system BS-II for measurement of biomechanical properties of the spine sample was designed. Functionality of the device was verified by implementation of LUMIR XLIF CAGE implant into a cadaver sample of the human spine. Comparison of the rigidity of the intact and stabilized sample is shown in the graphs of article. The achieved results contributed to certification of the implant into the surgical practice.

Conclusion: The designed computer BS-II system is designed for biomechanical measurements of the lumbar part of the human spine, especially for verification of surgical fixation methods. The system is based on the knowledge and experience with a manually operated measuring device designed by Palacky University Olomouc. The computer programmatic control allows the user to change the conditions and parameters of the measurement procedure in a planned way, which allows the results to be processed in, among other things, a statistical way. If suitable models are used (3D printing), the BS-II system can be used to verify procedures for surgical stabilization of the spine in the training of future doctors.

(Continued on next page)

* Correspondence: holohlavek@centrum.cz
Univerzita Palackého Přírodovědecká Fakulta, Olomouc, Czech Republic



© The Author(s). 2019 **Open Access** This article is distributed under the terms of the Creative Commons Attribution 4.0 International License (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons license, and indicate if changes were made. The Creative Commons Public Domain Dedication waiver (<http://creativecommons.org/publicdomain/zero/1.0/>) applies to the data made available in this article, unless otherwise stated.

(Continued from previous page)

The obtained data of stiffness and image information are stored in digital form and can be used for next offline sophisticated study of biomechanical properties of specimens (accurate vertebral geometry, statistical processing, 3D printing, etc.).

The usefulness of the BS-II system is demonstrated in the case of biomechanical analysis of the implantation of LUMIR XLIF CAGE implant to a human cadaver specimen of the spine.

Keywords: Lumbar spine, Strain gauge, LabVIEW, DIP, Lumir XLIF CAGE, BS-II

Introduction

From the third decade of age, up to 80% of the population is suffering degenerative changes in individual spinal sections, particularly in the lumbar spine. The result of these changes is a pathogenic increase in the mobility of the vertebrae. According to Panjabi [1], the said spine instability is defined as a reduced backbone’s ability to respond to physiological stress. Spinal instability requires surgical stabilization—fixation of the affected motion segment. Different methods of instrumentation have been used for this if we are talking about the so-called internal fixation. In anterior access by the anterior lumbar interbody fusion (ALIF) or extreme lateral interbody fusion (XLIF), a bone autotransplant or titanium cage is added to the intervertebral disc after the intervertebral disc has been removed to provide interbody fusion. The constructed prototype BS-II allows comparison of the instant stiffness of the intact cadaveric specimen of the spine with the stabilized sample in six types of stress and the recording of the coordinates of its individual components by two cameras displaced by 90°. See Fig. 1.

Methods

The system of measuring the biomechanical characteristics of lumbar spinal samples was derived from the published

article [13], which had been realized on a special (manually operated) device designed for this purpose (Fig. 2).

Experimental measurement methods were derived from [1] and [12, 13], where the biomechanical properties of the sample are characterized by the so-called immediate rigidity.

A rigidity of axial compression R_c was defined as the ratio of axial force (load) F and axial change of the length Δl of the specimen

$$R_c = \frac{F}{\Delta l}; [R_c] = \frac{N}{mm}. \tag{1}$$

A rigidity of axial torsion can be expressed as the ratio of axial torque moment and the angle of rotation ϕ (Eq. 2a or, in a simplified form, Eq. 2b):

$$2a) R_{t_1} = \frac{Fr}{\phi}; [R_{t_1}] = \frac{Nm}{rad}, 2b) R_{t_2} = \frac{Fr}{d}; [R_{t_2}] = \frac{Nm}{mm}, \tag{2}$$

where ϕ is replaced with the shift d of the constant arm r .

A rigidity of the sagittal flexion and extension and lateral bending tests are both evaluated as the ratio of bending moment and the angle of flexion (extension, bending), see Eq. 3a or, in simplified form, Eq. 3b:

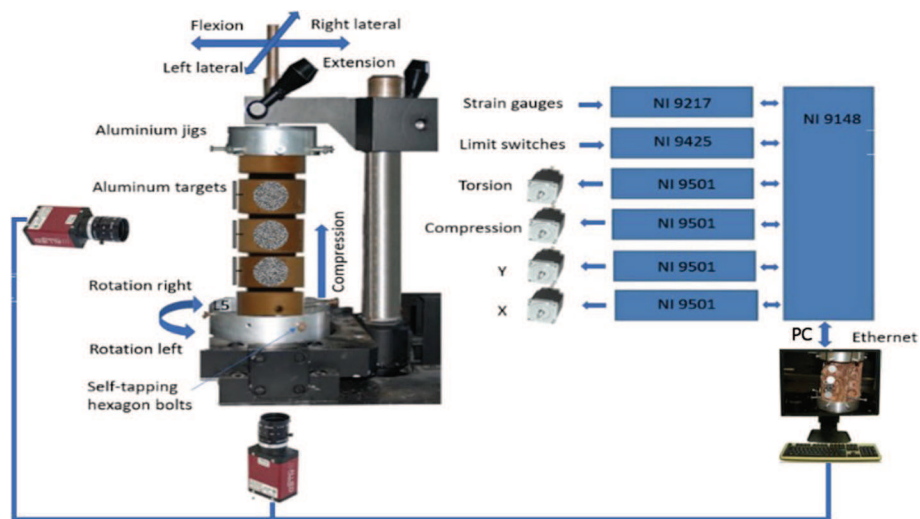


Fig. 1 Block diagram of the measuring device BS-II

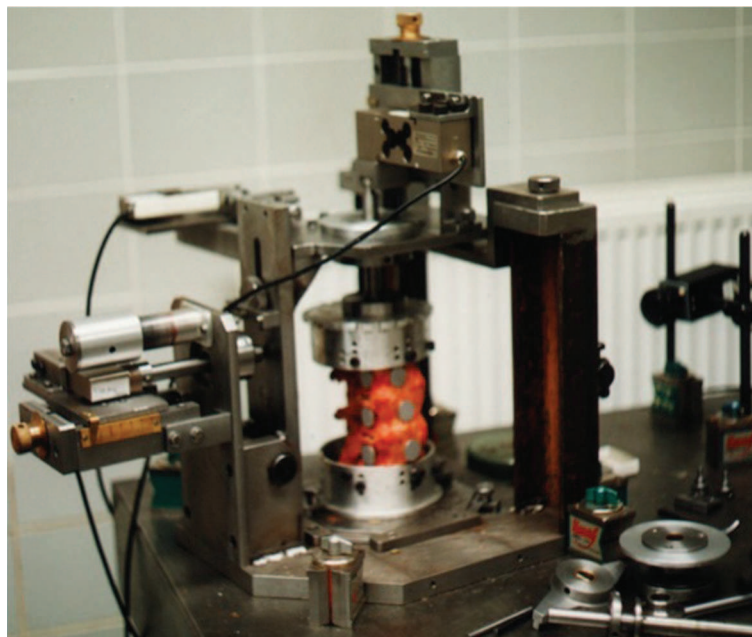


Fig. 2 Biomechanical device of the type I (manual control)

$$3a) R_{f_1} = \frac{Fl}{\alpha}; [R_{f_1}] = \frac{Nm}{rad}, 3b) R_{f_2} = \frac{Fl}{d}; [R_{f_2}] = \frac{Nm}{mm}, \quad (3)$$

where also the angle α is replaced with the shift d of the arm l .

To ensure repeatability and statistical processing, a second-generation system BS-II was designed. The basis of the machine chassis is a massive metal plate, standing on four metal legs (Fig. 3), including mounting holes for individual components. The center of the construction passes through a system of levers and drawers, which together with the clamping system and four step-motors ensure movement of the sample during the measurement (Fig. 4).

Measurement of flexural rigidity (front bend) and extension (rear bend), and right and left lateral bend (sample bend) is ensured by swinging the clamping system at the top and bottom of the machine. The left axial torsion (rotation) and axial compression (pressure) of the specimen ensure the lower part of the machine. The force required to handle the specimen is secured by four stepping motors and continuously captured by four strain gauges. To monitor the displacement of the vertebral vertebrae during the measurement, the sample is continuously captured by two perpendicularly fixed cameras. This improved construction of the measuring device makes it possible to perform the required biomechanical measurements of the sample in all the monitored axes without drawing it out. The entire

device is controlled by the modern graphical programming environment LabVIEW, from National Instruments (NI) designed to the creation of so-called virtual measuring devices (Fig. 5a, b). Custom component control is done with the CompactRIO modular system. The NI 9148 chassis features 100MBit Ethernet interface and 8 slots for C Series modules. It includes the RISC processor and the NI VXWorks operating in real-time system. Measuring and collecting data are controlled via a personal computer (PC) via Ethernet. The NI 9148 chassis is powered by a 24-V DC NI PS-15.

The CompactRIO Module NI 9501 was used to control the two-phase stepping motors. It is capable of controlling motors in both unipolar and bipolar circuits. In our device, NI 9425 is a CompactRIO module with 32 digital inputs and is used to process signals from the limit switches of individual axes. The CompactRIO NI 9217 CompactRIO module can be used to process signals from thermistors and strain gauges operating in bridging. It includes four independent differential inputs and a 24-bit A/D converter with special electronics to reduce interference from the 50/60-Hz power grid. For noise suppression, strain gauges are powered from an external power supply with an integrated stabilizer 7815. For measuring force during flexion, extension and lateral bending are used four beams with Sensocar strain gauge type BL-C with a maximum load of 200 N and a sensitivity of 2 mV/V (see Fig. 6a). A similar type of strain gauge is used to measure pressure for loads up to 1000 N. The

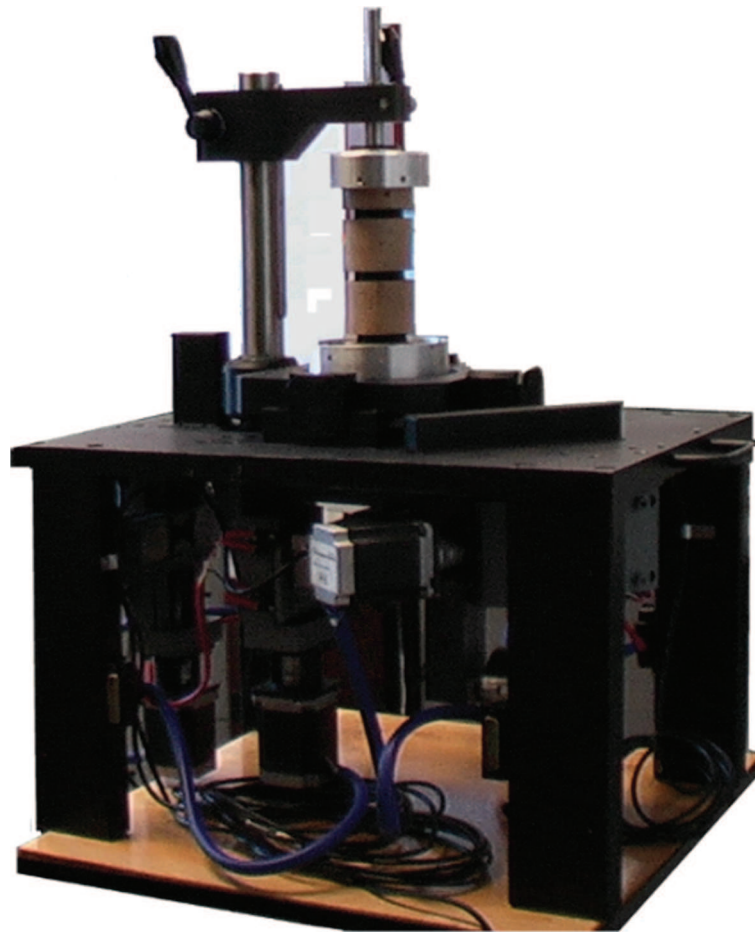


Fig. 3 Second-generation BS-II—general view

outputs of all strain gauges are outputs to the differential inputs of the 24-bit A/D converter of the NI 9217 measuring card.

The SX23-1020 two-step unipolar stepper motors from Microcon are used to move the sample (Fig. 6b). The motors are powered by NI 9501 control boards. Two cameras—Vision Marlin F131B from Allied Technology and Smartekvision GC1621MP—are used to

capture images (Fig. 6c). All machine control is created in the LabVIEW programming environment and their libraries including system drivers for control hardware. Part of the created programs runs directly on the CompactRIO industrial computer (especially programs that access directly to the modules and their metering inputs/outputs), but their front panel is controlled by the PC. The second part of the programs containing more

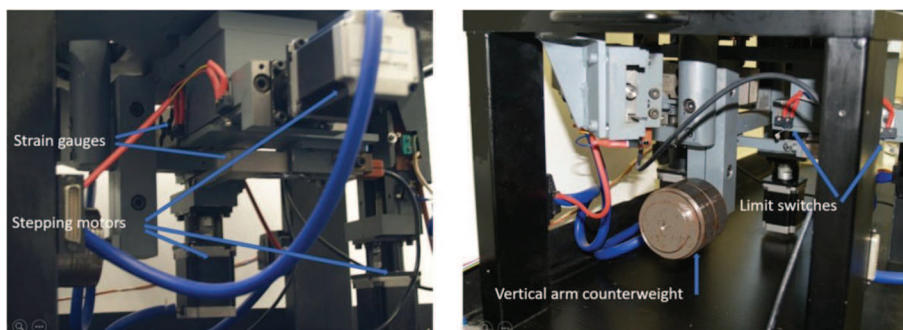


Fig. 4 Second-generation BS-II—detail of the lower part of the machine



Fig. 5 NI components. **a** Bus NI 9148. **b** NI CompactRIO modules

demanding software operations runs directly on the control PC. These two parts communicate with shared variables together. The program offers the following program modules to the user (see Fig. 7):

Warmup (B1). See button Menu Bio1. Prior to measuring, it is needed that the spine is being warmed up for achieving the defined physical parameters and to remove rigidity. This warming is done by circular movements in the x and y axes. The program code for the warm up before the measurement runs directly on the CompactRIO computer; the front panel is controlled from the PC.

Point search with the lowest applied force (B2) is running on the CompactRIO computer, the front panel is controlled by the PC. The program repeatedly measures the voltage at the strain gauge output and, accordingly, triggers the motors and moves the measured sample to the point where the lowest force is applied.

Defined distance (B3). The program code for the defined distance travel runs on the CompactRIO computer; the front panel is controlled by the PC. The program is used to enter the exact number of steps in the specified direction. The number of steps is entered numerically, using the softkeys to select the axis and the direction of movement. The program then executes the specified move on a defined number of steps using the for cycle.

Measurement step by step (B4). The program is used for automatic measurement in steps. The number and length of the steps can be entered on the front panel. At each step, several strain gauge values are subtracted and statistically averaged to eliminate noise. The number of

averages is adjustable. Next, it is necessary to setup the axis in which we want to measure (x , y , pressure, torsion) and set whether we want to measure from the starting point on both sides or just on one side from the starting point. In the program, you can choose whether to save photos from the measurements and the directory where the photos are saving. Measured data are displayed in arrays, which can easily be exported to the system clipboard or Excel.

Preview (B5)—camera adjustment program. The code for this program runs on PC only. The program is used to preview the cameras before starting the measurement itself. The preview of the cameras can be viewed either in one-shot way or it can be repeatedly updated in a loop. With this program, we can verify that the cameras are working properly, that their aperture is correctly set, and that their position is adjusted for accurate capture of the measured samples.

Strain gauges calibration (T1). See button Menu technical T1. Equations (4–7) show calibration of the strain gauges used for measuring force. This is necessary for voltage translate from strain gauges to units of force (Newton). The functional dependence of variables is solved by regression analysis expressed by the equation:

$$y = a + bx. \quad (4)$$

For linear regression, we used the “least squares method,” when coefficients a and b are calculated



Fig. 6 **a** Sensocar type BL-C strain gauges. **b** Stepping motors SX23-1020. **c** Vision MarlinF131B and Smartekvision GC1621MP cameras

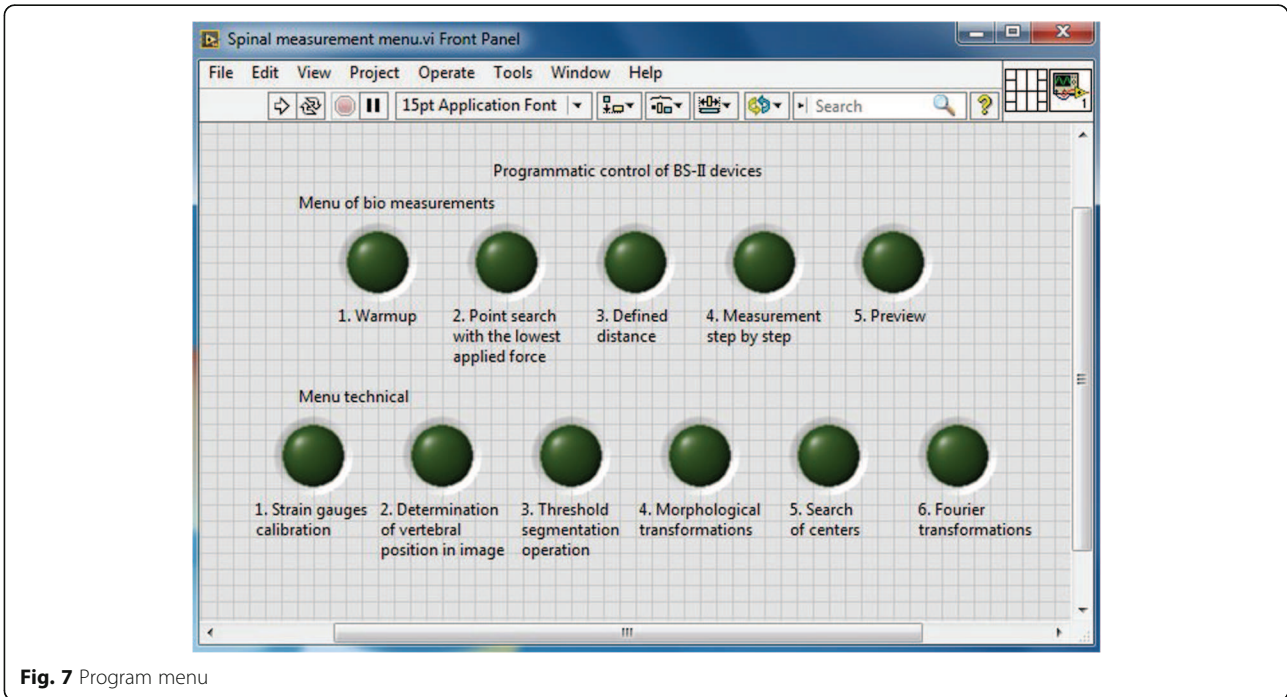


Fig. 7 Program menu

according to Eqs. (5) and (7), where all sums are taken from 1 to n :

$$a = \frac{\sum x_i^2 \sum y_i - \sum x_i \sum x_i y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} = \frac{1}{n} \left(\sum y_i - b \sum x_i \right) \quad (5)$$

$$a = \frac{\sum x_i^2 \sum y_i - \sum x_i \sum x_i y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} = \frac{1}{n} \left(\sum y_i - b \sum x_i \right) \quad (6)$$

$$b = \frac{n \sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{n \sum x_i^2 - (\sum x_i)^2} \quad (7)$$

The calibration helps to decrease the measurement error below 5%. The shift of vertebrae has been tested employing the spine model using two cameras, see [12, 13]. The proposed arrangement confirms its functionality and is used to measure the biomechanical characteristics of real samples.

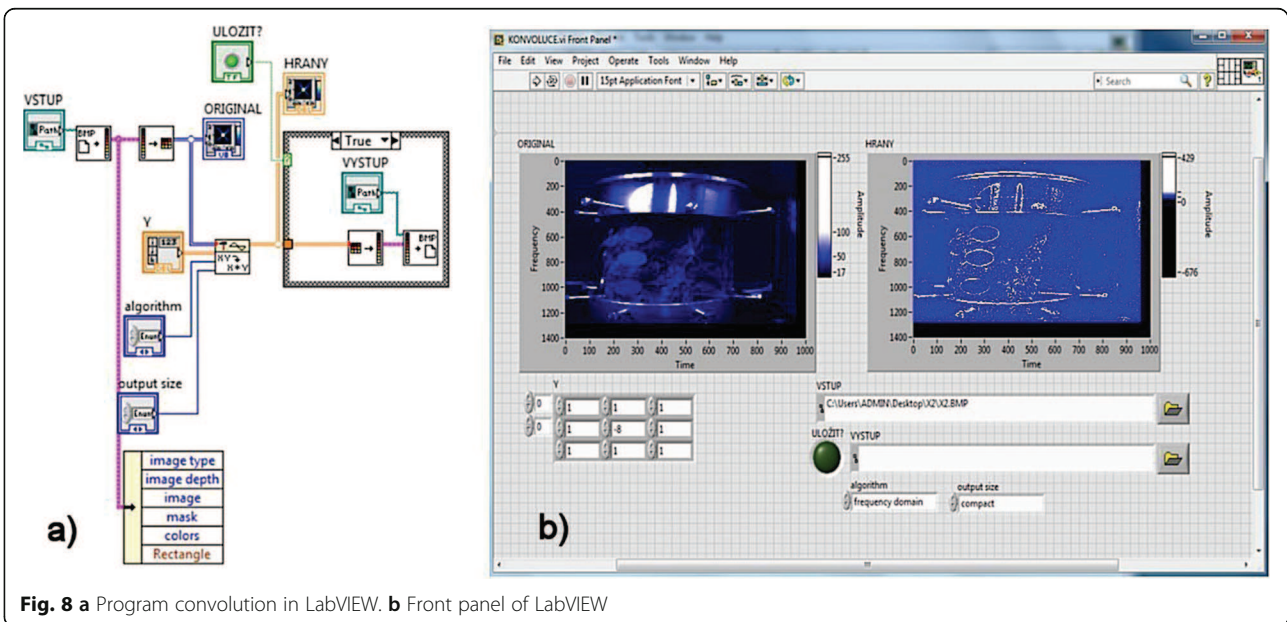


Fig. 8 a Program convolution in LabVIEW. b Front panel of LabVIEW

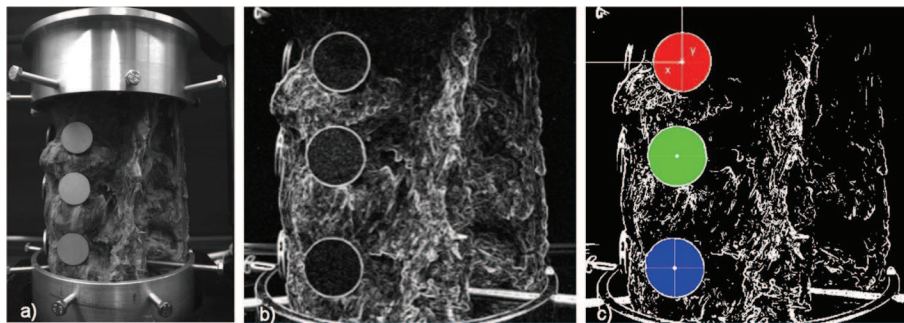


Fig. 9 **a** Specimen photo of the spine. **b** Image transformation after convolution, segmentation, and morphology. **c** Determination of the centers of the circular discs

Determination of vertebral position in digital image (T2). Image processing requires a suitable mathematical tool that makes it easy to perform image operations. Basic methods of working with the image function operate with the pixel analysis and its particularly selected environment. The value of this pixel (in our case, the brightness) is then replaced by a linear combination of values in the area under investigation. The convolution is an important tool, which is defined in Eq. (8) for the continuous functions $f(t)$ and $h(t)$:

$$g(t) = \int_{\tau=0}^{+\infty} f(\tau) h(t-\tau) d\tau = f(t) \times h(t). \quad (8)$$

The operator “ \times ” indicates the symbolic relationship between the two functions f and h (the actual multiplication applies to Laplace images of these functions). The function h is also called a convolutional nucleus. For a discrete 2D function, the given relationship can be rewritten in the shape (9):

$$g(x, y) = \sum_{i=0}^{M-1} \sum_{j=0}^{N-1} f(i, j) h(x-i, y-j) = f(x, y) \times h(x, y), \quad (9)$$

where M , respectively N , is the number of columns, respectively $(i, j) = 0$. The convolution core h is discrete in the shape of a two-dimensional matrix and is called the filter. In our case, the Sobel matrix was used (10). It can reveal fine structures in galaxy arms. It calculates two convolution matrices along the X and Y axes. It can detect fine structures in the galaxy arms and calculate two convolution matrices along the X and Y axes.

$$\begin{matrix} 1 & 1 & 1 & 2 & 2 & 2 \\ 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 \\ 3 & 3 & 3 & 1 & 1 & 3 \end{matrix} \quad (10)$$

This double convolution was used to process the image. Program implementation of convolution in LabVIEW is shown in Fig. 8a. LabVIEW offers a variety of features including basic imaging with image function. The Convolution.vi function is located on the subfolders Functions\Signal Processing and Signal Operations, and

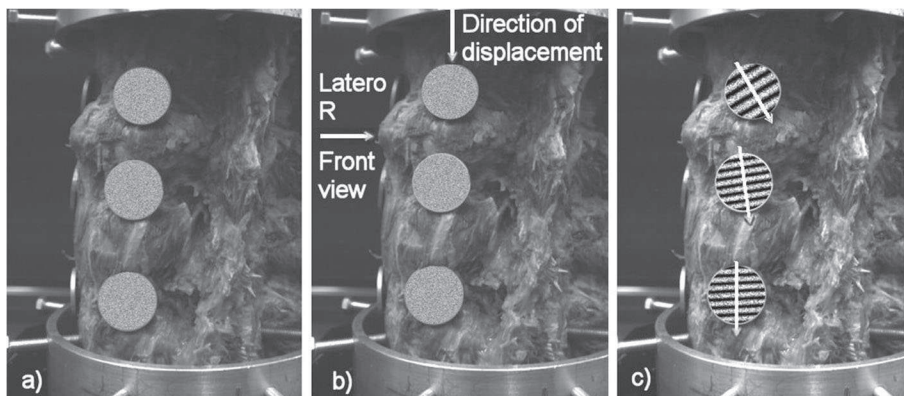
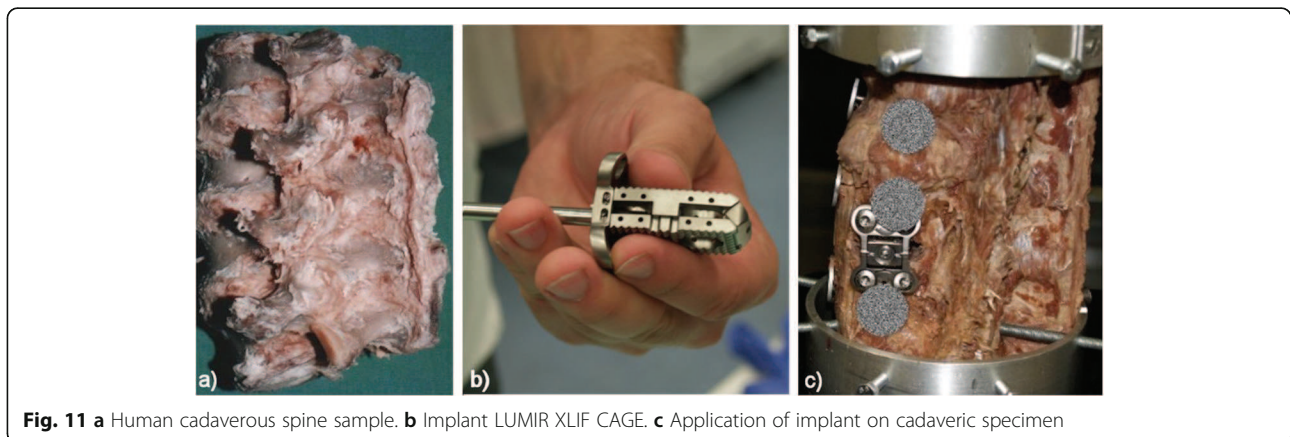


Fig. 10 **a** Targets covered pseudo-speckled specimens ($\sigma = 50$) and connected to the specimen of the spine. **b** Circular discs displacements. **c** Fourier spectrum of the sum of two consecutive image recordings in the measurement of flexion and the directions of movement of the circular discs



has two x and y signal inputs which we associate the imaging function of the convolutional core (filter) h . The $f(x, y)$ image function is in the form of two dimensional matrices with the brightness values of individual pixels, for example, from a camera such as BMP.

Figure 8b shows a front panel of program LV, where the initial image (spine) is shown on the left, which is inserted in the form of a picture matrix. On the right, there is the result of the convolutional operation image with emphasized edges, which is the place of the maximum brightness change in the image corresponding to the second derivative. The following is a *Threshold segmentation operation (T3)*. In the complete segmentation of the image R , we call the final set of areas $\{R_1, R_2, \dots, R_s\}$ for which it applies:

$$R = \bigcup_{i=1}^s R_i, R_i \cap R_j = \emptyset \text{ where } i \neq j. \tag{11}$$

Threshold is the transformation of the input image f to the output (segmented) binary image g according to the relationship:

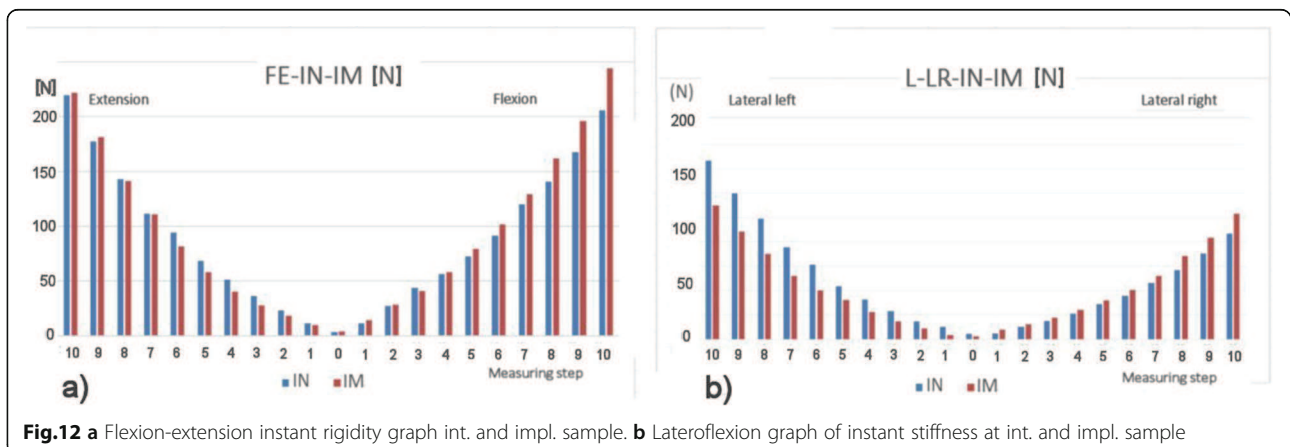
$$g(i, j) = \begin{cases} 1 & \text{where } f(i, j) \geq T, \\ 0 & \text{where } f(i, j) < T, \end{cases} \tag{12}$$

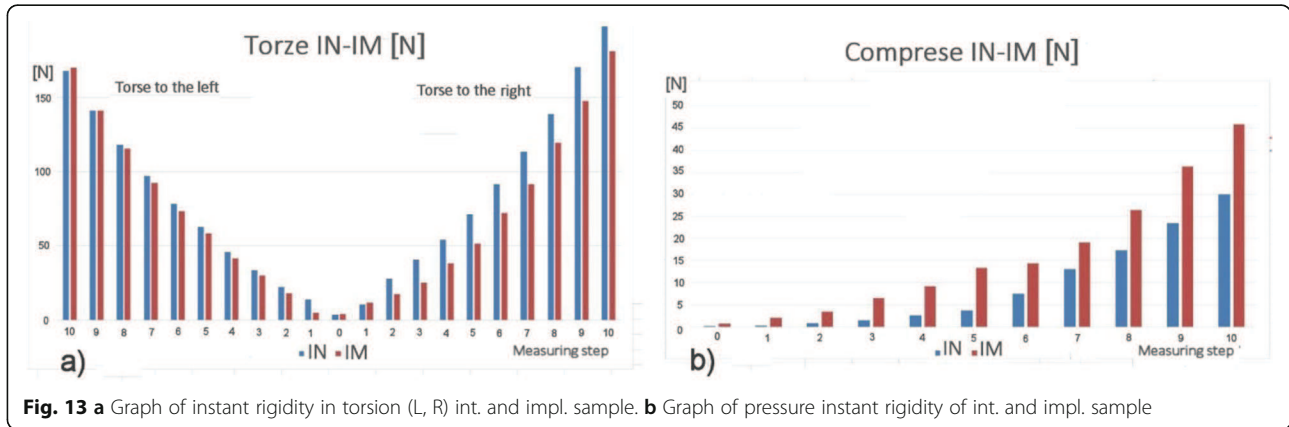
where T is a predetermined constant called a threshold and for image elements that belong to the segmentation of objects and $g(i, j)$ for the background element which applies a threshold to the image based on the min and max threshold values that you enter. All pixels, not set between the minimum and maximum values, are set to 0. All pixels that fall in range are replaced by 1.

Morphological transformations (T4) are realized as an image relation (point set X) with another smaller set B , which is called the structural element. Operation used opening is an erosion operation followed by a dilation operation and is used to remove detail in the image that is smaller than a structural element, and the overall shape of the object is not broken (Fig. 9b). The opening of the set X by the structural element B is denoted $X \cdot B$ and defined by the relation:

$$X \cdot B = (X \ominus B) \oplus B, \tag{13}$$

where the symbol \ominus indicates an erosion operation that can be entered in the form:





$$X \ominus B = \{d \in E^2 : d + b \in X \text{ where } \forall b \in B\} \quad (14)$$

and the symbol \oplus indicates a dilatation operation with an expression:

$$X \oplus B = \{d \in E^2 : d = x + b, x \in X, b \in B\}. \quad (15)$$

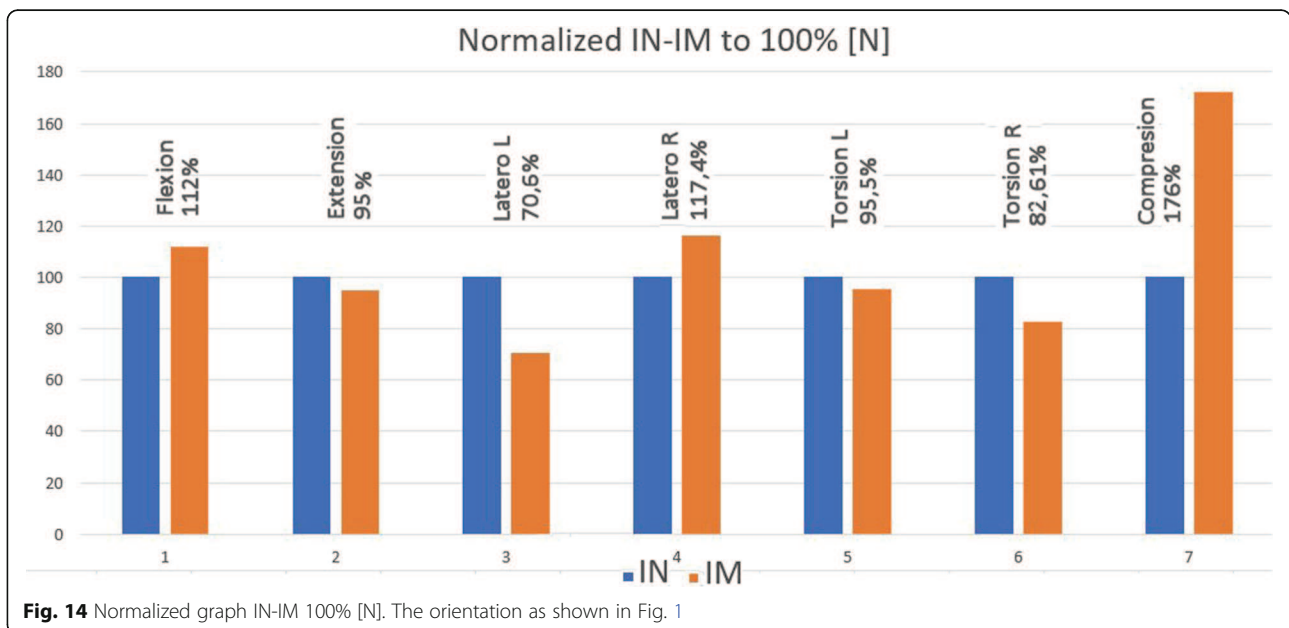
Search of centers (T5). The program goes through the image at the x and y coordinates and, in the case of the specified color, calculates the average of the individual rows and columns, which average a value of the x coordinate and the value y . This value determines the center of the corresponding circular discs in the monitored image. The values x and y are stored in the memory. See Fig. 9c.

Fourier Transform (T6). To detect small movement changes, a modified speckle technique is proposed (Fig. 13a–c) where the pseudo-speckled specimens, generated

in a standard deviation computer $\sigma = 50$, are scanned by CCD camera before and after shifting and evaluated using a 2D FFT according to the Eq. (16). See [12]:

$$F(x, y) = F^{-1}\{f(t)\} = \frac{1}{2\pi i} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\zeta, \xi) e^{-i(x\zeta + y\xi)} d\zeta d\xi. \quad (16)$$

The obtained Fourier picture (Fig. 10c) of the spectrum of the picture (Fig. 10b) is formed by interference strips, where the respective spatial frequency (strip density), resp. the period determines the target displacement size, and the pitch of the interference strips determines the direction of the target shift (Fig. 10c). Images are captured by two cameras due to their spatial display. See the block diagram in Fig. 1.



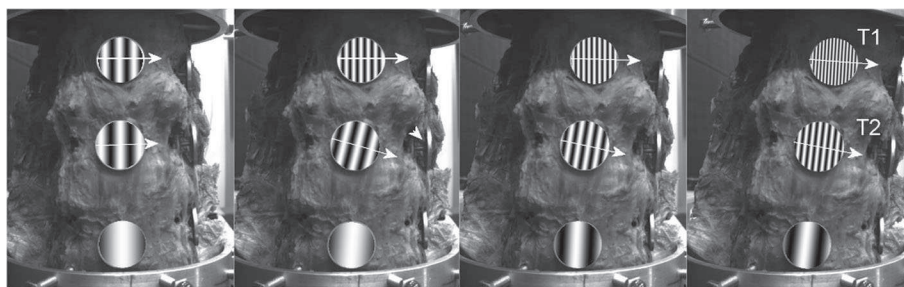


Fig. 15 Direction of movements of individual vertebrates at intact sample, right side bend, direct view

Measurement of specimen

A unique intervertebral implant (Fig. 11b) has been developed at the neurosurgical clinic of the Faculty Hospital Olomouc and the Faculty of Medicine, Palacký University. It is the first type of substitution able to adapt to the specific size of the intervertebral space. The advantage of a new implant is its material (titanium alumina, alumina, and vanadium), which exhibits primary stability from the moment of introduction [28–31].

For the realization of the experiment, a cadaverous sample of the human lumbar spine was obtained from Faculty Hospital Olomouc (Fig. 11a). The sample was completed with two aluminum jigs which, by means of self-tapping hexagon, bolt it fixed firmly in both axial and radial directions with L1 and L5. Mechanically fixed sample is inserted into apparatus type BS-II and, by means of additional mechanical elements, is firmly connected to parts of the apparatus which are adapted to the individual types of a sample loading. Measuring circular discs were attached to the monitored parts of the sample. The unadjusted (intact) spine sample was warmed up at frequency of 0.1 Hz [1]. Subsequently, the values were stored of the instant rigidity of the flex (front bend), extension (back bend), right and left lateral flexion (lateral bend), left and right axial torsion (rotation) and axial compression (pressure), and pictures from both cameras in individual positions. This measurement sequence was repeated 10 times, and the data obtained were stored on a suitable data medium. Subsequently, the participants of the medical expertise team implemented a unique LUMIR

XLIF CAGE implant (Fig. 11b, c). The stabilized sample was measured in the same manner and under the same conditions (heat, laboratory humidity). Instant rigidity and camera images have been saved. Comparison of the rigidity of the intact and stabilized sample is shown in the following graphs. The cameras record the movement in two orthogonal directions and the movements of the parts of the sample, respectively their circular discs, i.e. vertebrae L2, L3, and L4.

Results

The results of the measurement of the instant rigidity of the intact sample and stabilized sample for the individual measurements are clearly recorded in Figs. 12 and 13.

For the immediate overview, the graph in Fig. 14, containing the results related to the intact spine (1.00 to 100%), is attached and is therefore normative.

The device also allows the analysis of the movement of the individual components of the spinal sample (see Figs. 15 and 16). As an example, the movements of the individual components are documented in the front view for the left bend for the intact specimen and the specimen with the LUMIR XLIF CAGE implant. The displayed changes in the movement of each component are consistent with the expected changes due to implant insertion.

Discussion

The new second-generation computer system BS-II based on the National Instruments' development



Fig. 16 Direction of movements of individual vertebrates at sample with implant, right bend, direct view

environment was used to measure the biomechanical properties of the implant, instead of its manually operated ancestor [13]. The system allows circular movement (warm up of the specimen) and programmatically controlled extension (back bend), right and left lateral flexion (lateral bend), left and right axial torsion (rotation), and axial compression (pressure). The system further measures the stiffness of the sample and the movement of individual components (vertebrae). When testing the implant implantation in a human dead sample, we have discovered that the sample of cadaverous spine stabilized by LUMIR XLIF CAGE implant reveals an extension resistance of less than 95% and greater resistance to flexion of about 112% than for extension, which is logical, just as is logical of considerably greater resistance to compression. It also showed an interesting lateral flexion with implant in T1 and the smaller resistance in T2, which is logically depending on the location of the implant. The change of the right-hand side is described as shown from the point of view of Fig. 1, because the implant is inserted from the left. The functionality and accuracy of the BS-II system was verified on mechanical models of the spine and plastic models created by 3D printing [14]. Due to strict legislation, only one cadaveric sample of the human lumbar spine was used in the BS-II series of functional testing.

Conclusion

The designed computer BS-II system is designed for the verification of surgical fixation methods of the spine. The system is based on the knowledge and experience with a manually operated measuring device designed by Palacky University Olomouc [12, 13]. If appropriate models are used (3D print), the BS-II system can be used to verify surgical procedures of stabilizing the spine while teaching future doctors. The usability of the BS-II system is demonstrated on the case of the implantation of LUMIR XLIF CAGE implant to a human cadaver specimen of the spine.

Postscript

From December 2017 to June 2018, 24 implants have been implanted into 21 patients according to the number of the pathological discs (in 2 patients, 2 implants in 2 segments were implanted, and for the remaining patients—just one implant).

Abbreviations

ALIF: Anterior lumbar interbody fusion; BS-II: Bio-spine second-generation measurement device; CCD: Charge couple devices; DIP: Digital image processing; FFT: Fast Fourier transformation; NI: National Instruments; XLIF: Extreme lateral interbody fusion

Acknowledgements

Joint Laboratory of Optics (Palacky University in Olomouc and Czech Academy of Sciences) for the mechanical design of the device.

Department of Experimental Physics, Palacky University in Olomouc for the electronic parts and control software.

Department of Neurosurgery, University Hospital, Palacky University in Olomouc for the bio-medical samples.

Authors' contributions

VJ and JK contributed to the design of machine which was put into service. LB contributed to the post-acquisition data processing. LH was the surgeon and author of tested implant LUMIR XLIF CAGE. JC was the medicine doctor, assisting at the experiment. All authors read and approved the final manuscript.

Funding

The work was supported by the projects AFNet (CZ. 1.07/2.4.00/17. 0014) and IGA_PrF_2019_002, Palacky University in Olomouc, and Proof of Concept UP PoC_0802, 909710012/90.

Availability of data and materials

All measured data are freely available in this article, and there are no additional datasets outside.

Ethics approval and consent to participate

The bio-material used for scientific purposes originates from the collection of the Institute of Normal Anatomy and has been supplied and used with the consent of the deceased in accordance with the provisions of Article 88 (1) (d) (6) 372/2011 on health services and the conditions of its provider.

Consent for publication

All authors agree with publication.

Competing interests

Not applicable.

Received: 27 June 2019 Accepted: 8 November 2019

Published online: 19 December 2019

References

- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord.* 1992;5(4):390–7 Raven Press, Ltd., New York.
- Brodke DS, Dick JC, Kunz DN, et al. Posterior lumbar interbody fusion. *Spine.* 1997;22(1):26.
- Glazer PA, Colliou O, Klisch SM, Bradford DS, Bueff UH, Lotz JC. Biomechanical analysis of multilevel fixation methods in the lumbar spine. *Spine.* 1997;22(2):171–82.
- Saidi GO, Kimio N, Manohar MP, et al. Transforaminal posterior decompressions of the lumbar spine. *Spine.* 1997;22(15):1690.
- Deduchi M, Chang BC, Sato K, et al. Biomechanical evaluation of translaminar facet joint fixation. *Spine.* 1998;23(12):1307.
- Shono Y, Kaneda K, Abumi K, et al. Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine. *Spine.* 1998;23(14):1550.
- Internet. Biomechanical analysis of bilateral facet joint stabilization using bioderived tendon for posterior cervical spine motion reservation in goats. 2017;107:268–75. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.07.163> Epub 2017 Aug 5.
- Internet, Wang BY, Wu TK, Liu H, Hou WG, Ma LT, Deng YX, Ding C, Hong Y, Xie HQ. Biomechanical analysis of bilateral facet joint stabilization using bioderived tendon for posterior cervical spine motion reservation in goats. *World Neurosurg.* 2017;107:268–75. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.07.163> Epub 2017 Aug 5.
- Internet, Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Eindorf T, Schnake KJ, Haas NP. Bioabsorbable interbody cages in a sheep cervical spine fusion model. *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(17):1845–55 discussion 1856.
- Internet, Daentzer D, Floerkemeier T, Bartsch I, Masalha W, Welke B, Hurschler C, Kauth T, Kaltbeitzel D, Hopmann C, Kujat B, Kalla K. Preliminary results in anterior cervical discectomy and fusion with an experimental bioabsorbable cage - clinical and radiological findings in an ovine animal model. *Springerplus.* 2013;2:418. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-418> eCollection 2013.

11. Kerolus M, Turel MK, Tan L, Deutsch H. Stand-alone anterior lumbar interbody fusion: indications, techniques, surgical outcomes and complications. View Researcher ID and ORCID. *Expert Rev Med Dev.* 13(12): 1127–36. <https://doi.org/10.1080/17434440.2016.1254039> Published: DEC 2016.
12. Bartoněk L, Keprt J, Charamza J, Hrabálek L. Utilization of speckle techniques at measurements of biomechanical characteristics of cadaverous human lumbar spine samples after application of various surgical fixation methods. *Proc SPIE.* 2003;5143:262–9.
13. Bartoněk L, Keprt J, Charamza J, Hrabálek L. Computer aided measurement of biomechanical characteristic of cadaverous lumbar spines. *Central Eur J Phys.* 2004;2(3):504–10.
14. Bartoněk L, Janák V, Keprt J. Automatic device for measuring biomechanical properties of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine. *Proceedings of SPIE Volume: 10142. Article Number: UNSP 1014217* Published: 2016.
15. Scott E. Umbaugh, Digital image processing and analysis: human and computer vision applications with CVPtools. ISBN 978-1-4398-0205-2. ©2011 by Taylor and Francis Group, LLC.
16. Burger Wilhelm, Burge J. Mark: Principles of digital image processing (advanced methods). ISBN 978-1-84882-918-3 DOI 10.1007/978-1-84882-919-0, Springer London Heidelberg New York Dordrecht. Library of Congress Control Number: 2013938415. ©Springer-Verlag London 2013.
17. Gevers T, Gijssenij A., van de Weijer J, Geusebroek J.M.: Color in computer vision – fundamentals and applications. ISBN 978-0-470-89084-4. Printed in the States of America ISBN: 9780470890844. Copyright ©2012 by John Wiley & Sons.
18. Kotek Z, Maňik V, Hlaváč V, Psutka J, Zdráhal Z. *Metody rozpoznávání a jejich aplikace (Pattern recognition methods and their applications).* Academia Praha. 1993; ISBN 80-200-0297-9.
19. Hlaváč V, Šonka M. *Počítačové vidění.* Praha: Grada Publishing; 1992.
20. Sonka M, Hlavac V, Boyle R. *Image processing, analysis, and machine vision.* Toronto: Thomson Learning; 2008.
21. Pírko Z, Veit J. *Laplaceova transformace.* Praha: SNTL; 1972.
22. Novák, V., Zítek, P., *Praktické metody simulace dynamických systémů* Praha: SNTL, 1982.
23. Anděl J. *Statistické metody.* Praha: MATFYZPRESS Univerzita Kalova; 1993.
24. Židek J. *Grafické programování ve vývojovém prostředí LabVIEW (výuková skripta).* Ostrava: VŠB-TU Ostrava; 2006.
25. Internet: www.ni.com/czech
26. Internet: www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace
27. Graubard SR, editor. *The artificial intelligence debate.* Massachusetts London: The MIT Press Cambridge; 1990. ISBN 0-262-57074-2
28. Internet: <https://www.novinky.cz/veda-skoly/442547-olomoucky-neurochirurg-vyvinul-novy-meziozobratlovy-implantat.html>
29. Internet: <https://www.zurnal.upol.cz/nc/zprava/clanek/neurochirurg-lumir-hrabalek-vyvinul-unikatni-meziozobratlovy-implantat-do-operacni-praxe-jej-zavede-j/>
30. Internet: <http://www.ceskatelevize.cz/ct24/regiony/2380066-v-olomouci-vkladaji-do-patere-unikatni-implantat-prizpusobi-se-velikosti>
31. Internet: <https://www.denik.cz/zdravi/unikatni-patent-olomouckeho-neurochirurga-rychle-vraci-zivot-porouchanym-zadum-20180201.html>

Publisher's Note

Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Ready to submit your research? Choose BMC and benefit from:

- fast, convenient online submission
- thorough peer review by experienced researchers in your field
- rapid publication on acceptance
- support for research data, including large and complex data types
- gold Open Access which fosters wider collaboration and increased citations
- maximum visibility for your research: over 100M website views per year

At BMC, research is always in progress.

Learn more biomedcentral.com/submissions





ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

MethodsX

journal homepage: www.elsevier.com/locate/mex

Method Article

Visualization of small changes in the movement of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine using speckle interferometry[☆]



V. Janák*, L. Bartoněk, J. Kepřt

Department of Experimental Physics, Palacky University Olomouc, Czechia

A B S T R A C T

Principles of coherent and non-coherent double exposure Speckle photography are presented with evaluation of shift changes in continuous and discrete areas. The aim of this work is to demonstrate that this computer method can be also employed in medical research. It may be transformed for the study of small deformations of the specimens of lumbar spines during applications of different physical strains.

- Incoherent computer speckle interferometry was used to visualize small changes in the assessment of lumbar spine surgical fixation.
- Vertebral movement is contactless monitored by two cheap CCD cameras and evaluated using computer technology.
- The results obtained were verified on a cadaveric sample of human spine.

© 2020 Published by Elsevier B.V.

This is an open access article under the CC BY-NC-ND license.
(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

A R T I C L E I N F O

Method name: Speckle interferometry*Keywords:* Speckle interferometry, FFT, Lumbar spine, Strain gauge*Article history:* Received 27 August 2019; Accepted 23 January 2020; Available online 21 February 2020

Specification Table

Subject Area:	* Medicine and Dentistry
More specific subject area:	Measurement of vertebra positions on lumbar spine by speckle interferometry
Method name:	Speckle interferometry
Resource availability:	In the article

[☆] Suggested reviewers are not from the same institution as the author.

* Corresponding author.

E-mail addresses: holohlavek@centrum.cz, vladislav.janak@upol.cz (V. Janák).

<https://doi.org/10.1016/j.mex.2020.100833>

2215-0161/© 2020 Published by Elsevier B.V. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license.
(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>)

Introduction

Speckle interferometry or speckle photography is one of the most moderate-sensitivity measuring non-contact method that can be used in wide spectrum of technical and social praxis. This method may also be convenient in medicine, e.g., when the stiffness of cadaveric lumbar spines stabilized with several anterior interbody fusion devices is studied [9]. The information obtained proceeds a foundation for determining how methods of anterior lumbar fixation can maximize rigidity and promote development of body fusion. Until now the measurements of the deformations of the lumbar spines have been realized by contact-mechanical and electro-tensometrical methods [1,2]. To bring some new knowledge of this problem we propose to use the non-contact measuring method, e.g., the mentioned incoherent method of speckle-interferometry (double exposure speckle-photography) [3,4].

Methodology

Speckle patterns in laser light

When one observes or photographs a diffusely reflecting (or transmitting) object in laser light, its image has a granular appearance. It seems to be covered with fine, randomly distributed light and dark speckles. If one focuses in front of or behind the object, this speckle pattern is still visible. If the observer moves, the speckles appear to twinkle and move relative to the object. This phenomenon of speckle is inherent in the use of highly coherent light (laser light). The physical origin of speckle is quite simple. Each point on the object scatters some light to the observer. Because of its high coherence, the laser light scattered by one object points interferes with the light scattered by each of the other object point. When a detector such as a film, a camera or the retina of an eye is placed in the optical field, it observes a random pattern of interference field which is termed "speckle". The randomness is caused by the surface roughness because the phase of light scattered will vary from point to point in proportion to the local surface height. For our purposes the most important statistical characteristics of laser speckle is its size. In most cases a diffusely reflecting or transmitting object ABC will be viewed through a lens L or imaging system, as indicated in Fig. 1.

To estimate the speckle size in the image plane of the lens L, the distance of which from the lens is z, we need only to treat the disk enclosed by the pupil of the lens as a uniformly illuminated diffuse surface. If the diameter of the lens pupil is D an analysis of this problem [3,4] leads to the expression

$$b_s \doteq 1.22 \left(\frac{\lambda z}{D} \right), \quad (1)$$

Where b_s is considered as a typical speckle width in the image plane and λ is the wavelength of the laser light. If the imaging system is focused on a relatively distant plane,

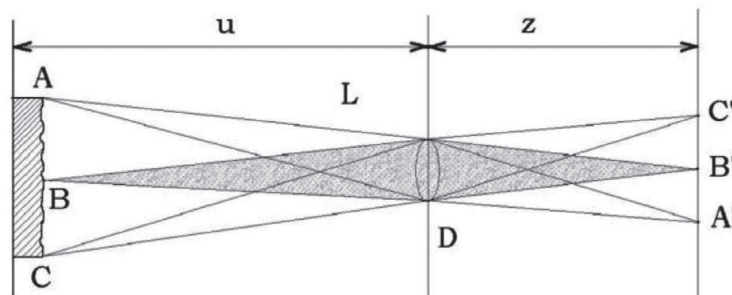


Fig. 1. Surface with randomly scattering laser light imaged by lens L.

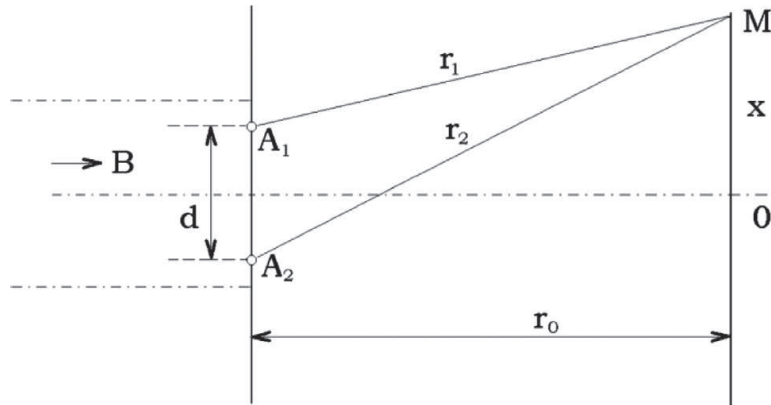


Fig. 2. Experimental set up to form Young's fringes.

$z = f$ =focal length of the lens, then

$$b_s = 1.22\lambda \left(\frac{f}{D} \right) \quad (2)$$

where f/D is the f number of the lens. The diameter of a lens of typical imaging systems vary from about $f/1.4$ to $f/32$. If the speckle pattern is formed by imaging scattered He-Ne laser light ($\lambda = 633\text{nm}$), the corresponding speckle size varies from $1\mu\text{m}$ to $24\mu\text{m}$.

Young's fringes

If we consider a simple opaque screen in which two small holes A_1 and A_2 separated by a distance d have been cut, then if this screen is illuminated by a laser beam B , the light diffracted by two holes forms an interference pattern which can be observed on a screen placed some distance r_0 away (Fig. 2).

Let us study the interference pattern on this screen in the point M which has the vertical coordinate x from the origin O . The distances of the point M from the holes A_1 and A_2 are r_1 and r_2 , respectively. The phase difference φ in the point M can be expressed in the form [5]

$$\varphi = \frac{2\pi}{\lambda} (r_2 - r_1) \quad (3)$$

and the interference pattern characterized through the intensity I can be written by the relation

$$I = I_1 + I_2 + 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \varphi, \quad (4)$$

where I_1 and I_2 are the light intensities generated from the holes A_1 and A_2 . If $I_1 = I_2 = I_0$, then the simplified form of the relation (4) can be derived [6].

$$I = 2I_0(1 + \cos \varphi). \quad (5)$$

From this form we can see that the Young's pattern is formed by light and dark fringes (Fig. 3) which spacing p (period) depends on the path difference

$$\Delta r = r_2 - r_1. \quad (6)$$

From Fig. 2 we can write

$$r_1^2 = r_0^2 + \left(x - \frac{d}{2} \right)^2 \quad (7)$$

and

$$r_2^2 = r_0^2 + \left(x + \frac{d}{2} \right)^2. \quad (8)$$

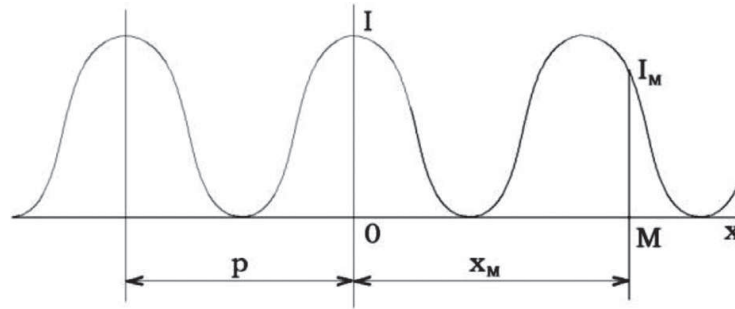


Fig. 3. Intensity distribution of Young's fringes.

Then equation

$$r_2^2 - r_1^2 = (r_2 - r_1) \cdot (r_2 + r_1) = 2xd \quad (9)$$

can be rearranged as

$$\Delta r = \frac{xd}{r_0} \quad (10)$$

because r_1, r_2, r_0 are much greater than x and d . The Young's fringes become then the final form [5]

$$I = 2I_0 \left(1 + \cos \frac{2\pi}{\lambda} \cdot \frac{d}{r_0} \cdot x \right) \quad (11)$$

with the spacing p (or spatial frequency ν)

$$p = \frac{1}{\nu} = \frac{\lambda r_0}{d}. \quad (12)$$

Speckle photography

Speckle photography is a technique for making moderate-sensitivity measurements of in-plane translation, strain, rotation, and vibration. It can also be used to measure out-of-plane rotation (tilt). Its principal attractions are the simplicity of the optical system and the relative simplicity of displaying and interpreting the results. The sensitivity of the method can be varied during the readout process. To introduce the basic concepts of speckle photography we consider the arrangement on Fig. 1.

The system for measuring in-plane translation supposes that an image of the object surface is formed in the detection of a plane by lens of diameter D . The object distance u and image distance z are related by Eq. (13) where β is the magnification of the imaging system.

$$\beta = \frac{z}{u} \quad (13)$$

From the discussion in the second chapter we know that the image formed in the recording plane is modulated by a random pattern of speckles having a characteristic size b_s given by Eq. (1). If the object translates vertically by an amount d_1 , the relative phase of the light in each of the various rays that contribute to the formation of each speckle will be unchanged.

Hence the speckle pattern will be simply translated as a whole in the image by the amount $d = \beta d_1$, where β is the lateral magnification of the imaging lens given by Eq. (13). The translation of the speckle pattern for these in-plane motions is independent on the angle of illumination of the laser beam [3,4]. To measure the in-plane translation of the object surface (in case of continuous recording), the film (optical detector) is exposed twice-one before the translation, and once after it.

If we assume that the magnitude d of the in film translation is greater than the speckle size b_s , the developed film will contain a pair of identical speckle patterns separated by a distance d . Naturally, the separation distance d of each speckle pair can be measured directly by microscopic examination

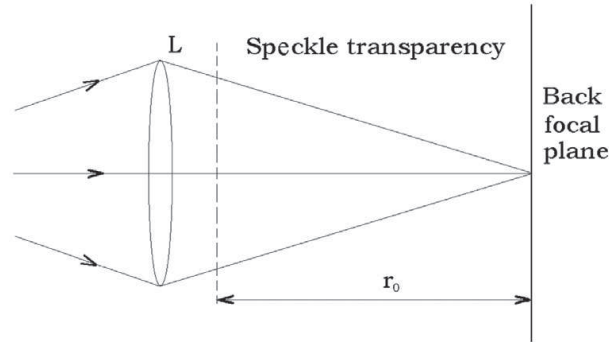


Fig. 4. Processing system for two-exposure speckle photography.

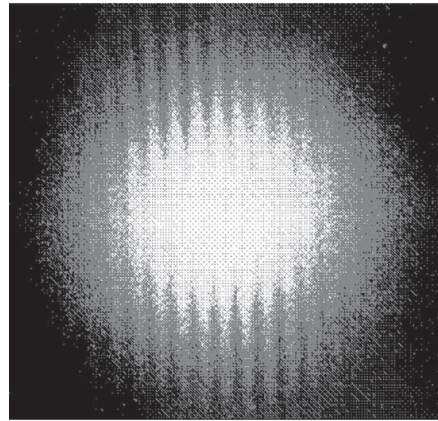


Fig. 5. Fringe pattern formed in back focal plane by processing system in Fig. 4.

of the film, but by simple coherent optical processing of the developed film, the displacement can be displayed in the form of a fringe pattern.

The film is placed in a converging spherical wave of laser light formed by lens, as shown in Fig. 4.

The irradiant distribution in the back focal plane of the lens consists of a bright central spot surrounded by a speckle pattern modulated by sinusoidal fringes, as shown in Fig. 5. This is due to the fluctuation of the classical coherent speckle.

The bright central spot is formed by un-diffracted light transmitted by the transparency. The modulated speckle pattern is generated by light diffracted by the speckle pattern recorded in the transparency. The sinusoidal fringes are formed because each pair of corresponding speckles acts as a pair of identical sources of coherent light which form Young's fringes. Since all speckle pairs are separated by the same distance d , all of the Young's fringes overlap to form the pattern shown in Fig. 5. Interpretation of the fringes is straight forward. First, their orientation is normal to the in-plane translation. Second, the magnitude of the translation on the film can be determined by applying Eq. (12).

If we use for the film exposure the arrangement in Fig. 6 (see Fig. 1), then the magnitude d_1 of the object translation is given by Eq. (13), where d means the speckle translation in the film. Then

$$d = \beta d_1 \quad (14)$$

and with a session (12)

$$d_1 = \frac{\lambda}{\beta} \frac{r_0}{p} \quad (15)$$

where p is the Young's fringes spacing and r_0 is the distance of the back focal plain, from the plane of the film. For illustration let us take the spacing $p = 1\text{cm} = 10\text{ mm}$ in the back focal plane and the distance $r_0 = 1\text{m} = 10^3\text{mm}$ (Fig. 4). For the simplicity we can consider $\lambda \doteq 0.5\mu\text{m} = 5 \cdot 10^{-4}\text{mm}$. Then

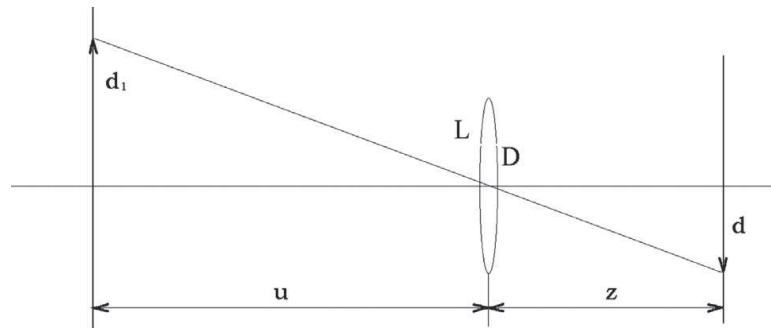


Fig. 6. Geometrical arrangement of the imaging system.

the separation distance d on the film is by Eq. (12)

$$d = \lambda \frac{r_0}{p} = 5 \cdot 10^{-4} \frac{10^3}{10} = 0.05 \text{ mm} \quad (16)$$

If the object distance $u = 2 \text{ m} = 2 \cdot 10^3 \text{ mm}$ and the distance $z = 20 \text{ cm} = 2 \cdot 10^2 \text{ mm}$, then using result (16) we get

$$d_1 = \frac{u}{z} d = \frac{2 \cdot 10^3}{2 \cdot 10^2} 0.05 = 0.5 \text{ mm}. \quad (17)$$

If we use in an optical system $f \doteq z \doteq 50 \text{ mm}$ than the spacing $p = 10 \text{ mm}$ appoints a deformation $d = 2 \text{ mm}$. This example shows the high flexibility of the measuring method.

Double - exposure speckle photography (continuous display) in laser light

To show the possibility of the lumbar spines measurement by double - exposure speckle photography we designed and constructed a model of human cadaveric lumbar spines. Four wooden cylinders of the diameter 6 cm and the height 4 cm were connected with four rubber cylinders (tablets) of the diameter 3 cm and the high 1 cm by a metal stick and screwed into a magnetic holder standing on the metal desk (table). The rubber tablets were put between each couple of wooden cylinders. On this model we have simulated the most important strains connected with the loads of lumbar spines. That means, we have to measure axial compression, axial torsion and lateral bending (flexion-extension) during the simultaneous loads of the model. The model was illuminated by the light of He-Ne laser $\lambda = 633 \text{ nm}$ and photographed by a lens of diameter $D = 30 \text{ mm}$. The object distance $u = 2 \text{ m}$, the image distance $z = 20 \text{ cm}$. The considered speckle width b_s in the image plane given by Eq. (1) $b_s = 5 \mu\text{m} = 0.005 \text{ mm}$. That is why the recording material had to have high resolving power. The holographic film 24x36 mm Agfa Gevared 10E75 was used for the exposure. The developed film was put into narrow converging laser beam. Then the image of each wooden cylinder diffracted the light separately. The Young's fringes characterized by the direction and by spacing period p enabled to determine the direction and the quality of deformation, e.g., the shift of the wooden cylinder. Simulation of axial compression was practiced by 15 N compressive load (Fig. 7). Axial torsion we realized through a small turn of the screw-key (Fig. 8) and the tilt (bending, flexion, extension) by a 20 cm long bar loaded on the end with 2 N weight (Fig. 9).

The mentioned strains and corresponding deformations are presented in Fig. 10. The direction and the quantity of displacement of separated parts of the model are clear from the system of Young's fringes on the right side of Fig. 10. The signs L2, L3, L4, L5 determine corresponding wooden cylinders that correlate to single lumbar spines (vertebras).

Fast Fourier transformation method in discrete domain

The results obtained, see Fig. 10, can also be obtained by digital recording (CCD camera) of the initial and displaced field produced by laser light, their sum and computer computation of their spectrum by means of discrete Fourier transform.

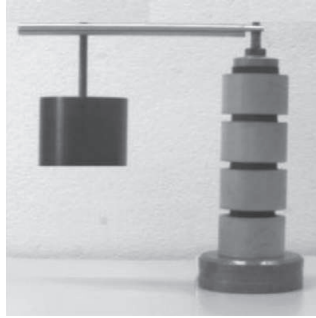


Fig. 7. Simulation of bending.

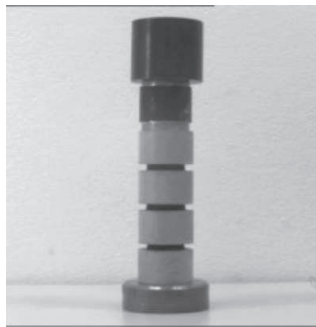


Fig. 8. Simulation of axial compression.

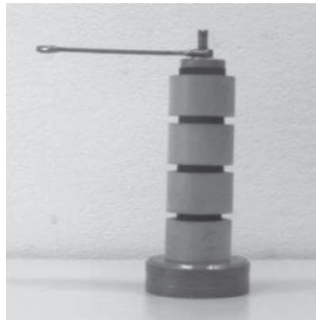


Fig. 9. Simulation of axial torsion.

The Fourier Transform is defined in the continuous domain as

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi(xu+yv)} dx dy \quad (18)$$

where $f(x, y)$ is the light intensity of the point (x, y) , and (u, v) are the horizontal and vertical spatial frequencies. The Fourier transform assigns a complex number to each set (u, v) . Inversely, a Fourier Transform $F(u, v)$ can be transformed into a spatial image $f(x, y)$ of resolution NM using the following formula:

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{M-1} F(u, v) e^{j2\pi(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M})}. \quad (19)$$

In the discrete domain, the Fourier Transform is calculated with an efficient algorithm called the Fast Fourier Transform (FFT). It can be written in the form

$$F(u, v) = \frac{1}{NM} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) e^{-j2\pi(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M})} \quad (20)$$

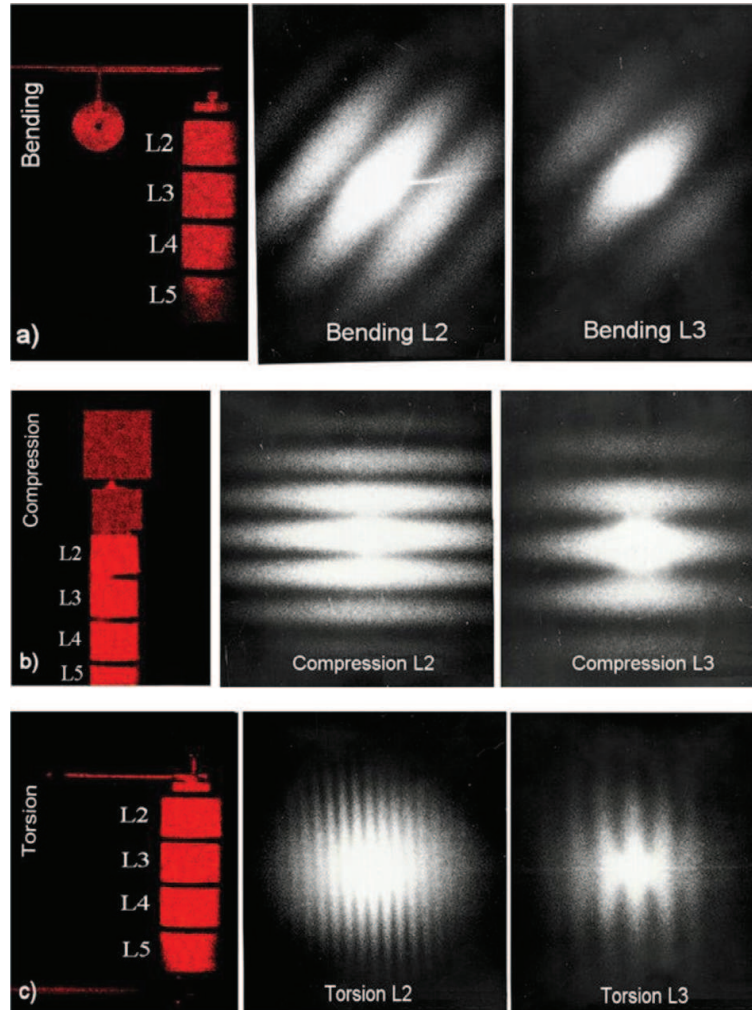


Fig. 10. By double exposure laser speckle photography demonstrated measurements; a) bending; b) compression; c) torsion.

where $N \times M$ is the size of the image $f(x, y)$. Derived calculation was programmed by the help of development environment NI LabView according to [10]. Fig. 11 shows the movements of the fields with laser speckle and its spectrum obtained by discrete Fourier transform.

It is clear from Fig. 11c that the displacement of the field corresponds to low frequencies. To ensure that the period of the strips is read, it is necessary to suppress the high frequencies that occur when recording coherent laser images.

Simulation of interference image

For our simple case of tracking shift changes, the speckle field can be simulated by a computer random number generator (Fig. 12).

The advantage of this solution is the possibility of high frequency suppression. The required grain size of the spot may be determined by the standard deviation σ derived from the histogram and the cumulative histogram [13], where:

Mean value M is selective (arithmetic) mean (estimate of medium value) calculated according to the formula:

$$M = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} i \cdot h(i). \quad (21)$$

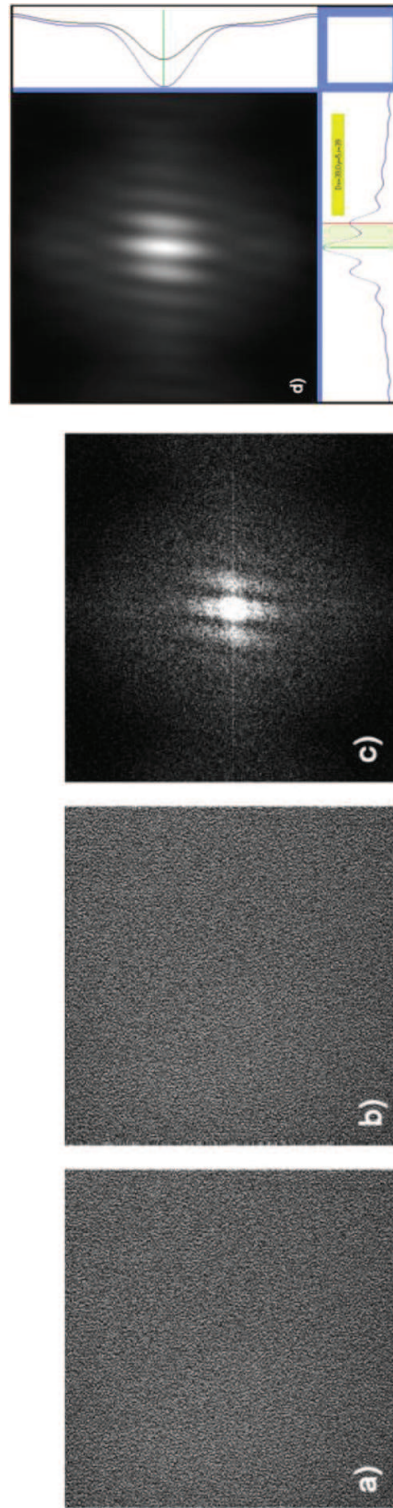


Fig. 11. Record of laser speckle fields; (a) Initial state; (b) Shifted field; (c) FT of sum of records. (d) Fourier spectrum after application of low-pass filter.

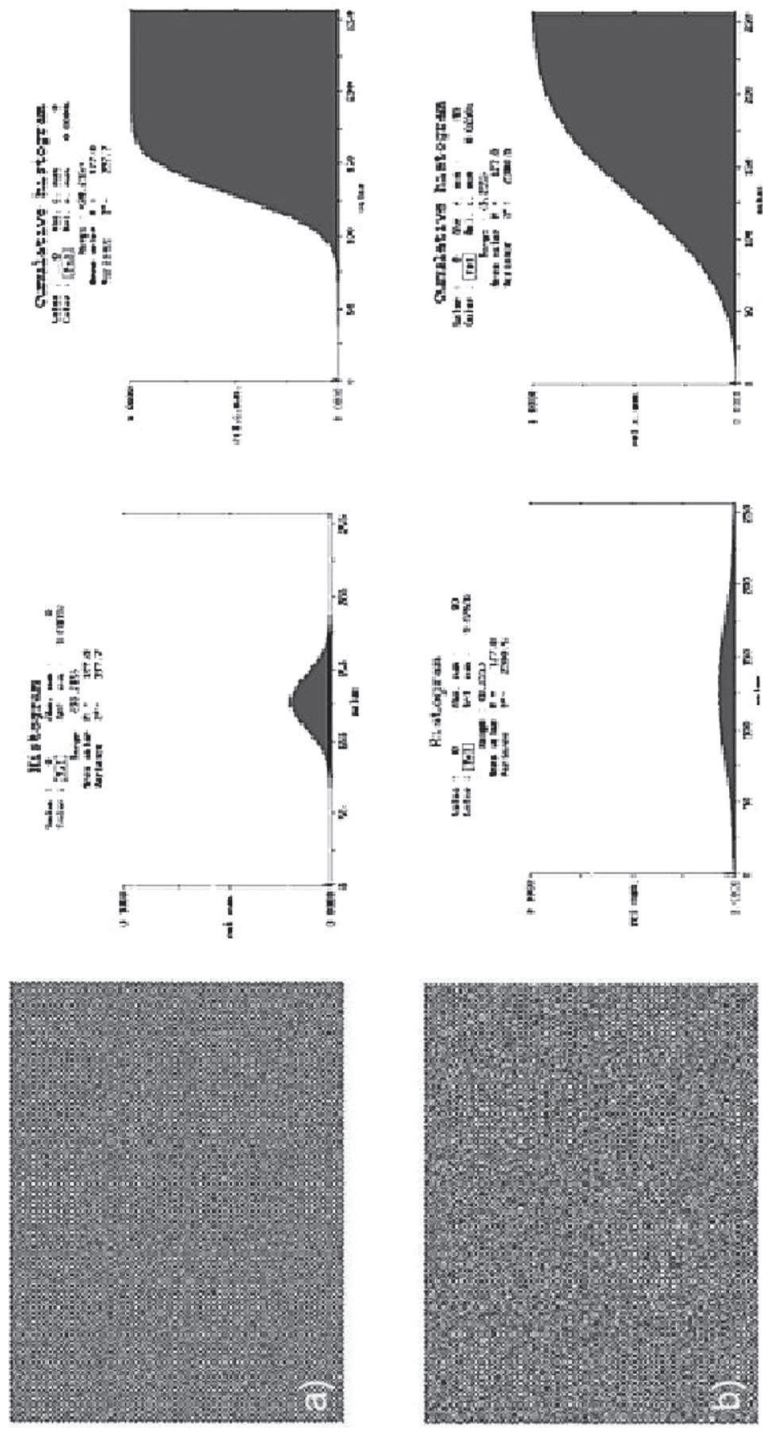


Fig. 12. Simulated graphics files $M(\mu) = 127$, (a) $\sigma = 20$ and (b) $\sigma = 50$.

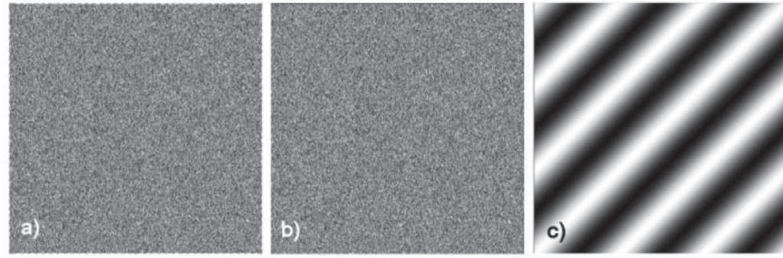


Fig. 13. Simulated speckle field; (a) Initial state; (b) Shifted field $x = 2$ pixel, $y = 4$ pixel; (c) 2D FFT of sum (a), (b) field.

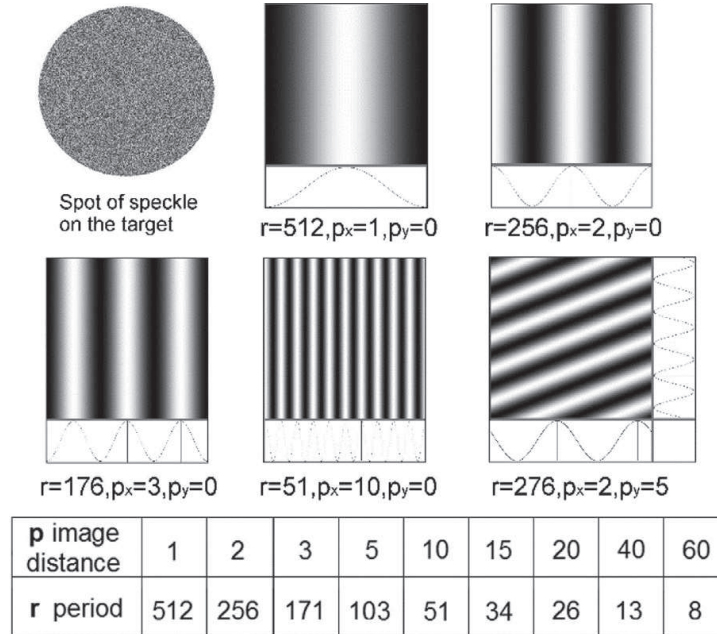


Fig. 14. The example of the interferograms and size periods (p_x and p_y ~ shift in x and y axis, r ~ equivalent period).

Variance S^2 - sample variance (variance estimate $D \approx$ deviation) is calculated according to the formula:

$$S^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} (i - M)^2 \cdot h(i). \tag{22}$$

Standard deviation

$$\sigma(x) = \sqrt{D(x)}, \tag{23}$$

n indicates the number of all pixels in the image and $h(i)$ an absolute frequency of class i . The depth of one pixel of intensity is 1B ($2^8 = 256$).

Fig. 13(a) shows a simulated initialization spot pattern generated by a computer random number generator. Standard deviation $\sigma = 20$. Fig. 13(b) displays speckled field from Fig. 13(a) shifted in the x -axis = 2 pixels and $y = 4$ pixels. Fig. 13(c) then shows the calculated Fourier 2D spectrum of the sum of the fields of Fig. 13(a) and (b).

To measure the displacement of the individual vertebrae, the simulated speckle fields were printed on aluminum circular targets that were attached to the spinal vertebrae of interest.

Fig. 14 shows examples of the dependence of the distance r of two neighbor fringes in the Fourier spectrum on the distance p of the number of pixels in the image file [10–12]. The p and r values are expressed in pixels.

From Fig. 15 is clear that the image distance p is in indirect proportion to the period r of the Fourier spectrum. The curve (line 1) in Fig. 15 can be approximated by the line 2 (hyperbola).

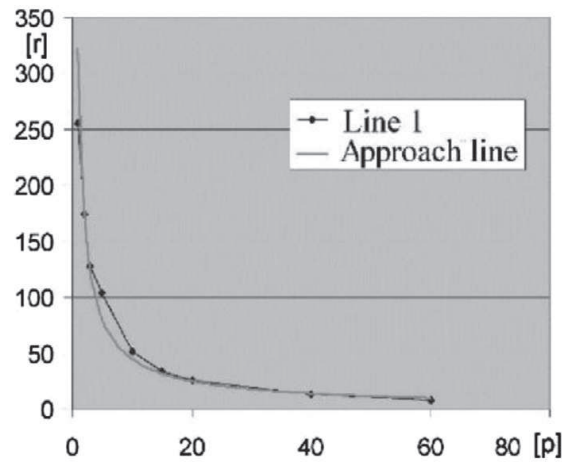


Fig. 15. The dependence of the spectral period r on the image distance p .

Mathematical expression is than in the form

$$p = \frac{c}{r}, \quad (24)$$

where value c shows constant, which can be determined by a specific measurement from Figs. 14 and 15 by relation (20).

$$c = pxr \approx 512. \quad (25)$$

The empirical relation for dependence between distance point in graphics file and distance neighbor fringes in the Fourier spectrum is then

$$p = \frac{512}{r}. \quad (26)$$

For example, with knowledge of Eq. (26) and size period $r = 128$ in interferential picture we can simply determine that size displacement $p = \frac{512}{128} = 4$ pixels.

Eq. (26) does not represent the complete accuracy of the whole system. Total accuracy is discussed in [8].

The study of the movement of the individual spine parts was performed by observing round aluminum targets with printed simulated speckle field from two mutually perpendicular directions using two Vision Marlin F131B CCD cameras from Allied Technology and AVENIR SW2514 25.0 mm lenses (Fig. 16). The optical signal was fed to the computer memories for further processing using an analogue digital unit.

Experimental results

Application of non-coherent speckle interferometry in BS-II experimental equipment

To ensure repeatability and statistical processing, a second-generation computer system BS-II was designed (Fig. 16), [7,8]. The basis of the machine chassis is a massive metal plate, standing on four metal legs (Fig. 17) including mounting holes for individual components. The system of levers and drawers passes through the center of the structure which together with the clamping system and four step-motors ensure movement of the sample during the measurements.

The sample was completed with two aluminum jigs which, by means of self-tapping hexagon, bolt it fixed firmly in both axial and radial directions with L1 and L5.

The mechanically fixed sample is inserted into the BS-II device and is connected to next parts of the device that are adapted to each type of sample load by other mechanical elements.

In the case of biomechanical measurement of a cadaveric sample of the human spine, round discs with simulated spots were attached to the vertebrae of interest (Fig. 18).

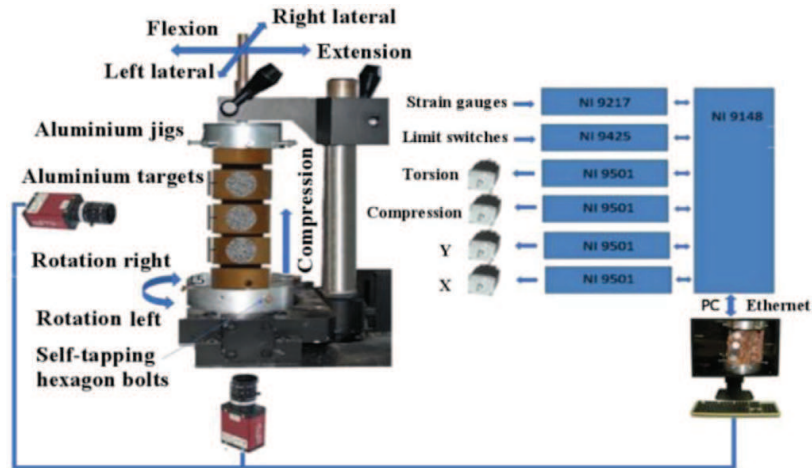


Fig. 16. Block diagram of BS-II.

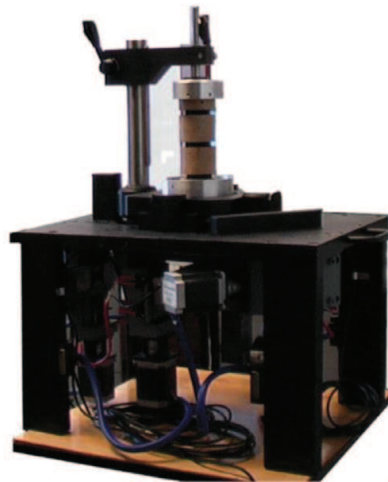


Fig. 17. Designed BS-II.

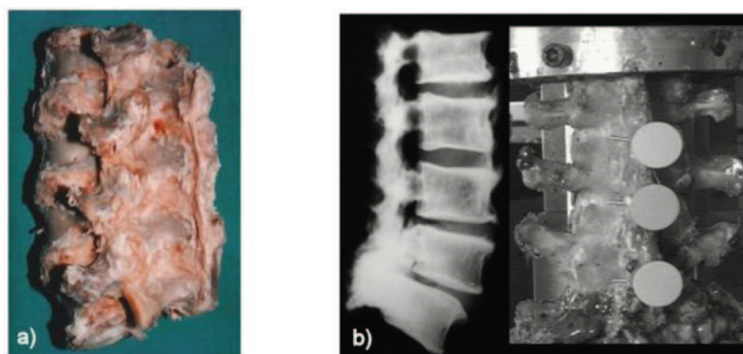


Fig. 18. (a) A pattern of a dead human lumbar spine; (b) with round targets covered with generated speckle patterns.

The untreated (intact) spine sample was mechanically circularly shifted at 0.1 Hz several times prior to measurement.

During sample acquisition, images from both cameras were saved from each position for bend (front bend), elongation (back bend), right and left side bend (lateral bend), left and right axial twist (rotation), and axial compression (pressure). The direction and displacement of the individual components was determined by the band of the calculated 2D FT spectrum. You see in Figs. 19–21.

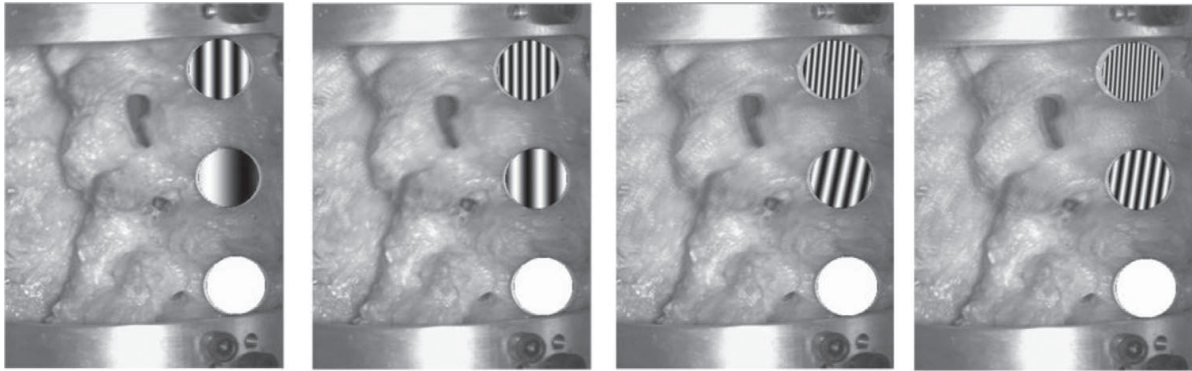


Fig. 19. Movements of L2, L3 and L4 by calculated Fourier transformation in the case of bending.

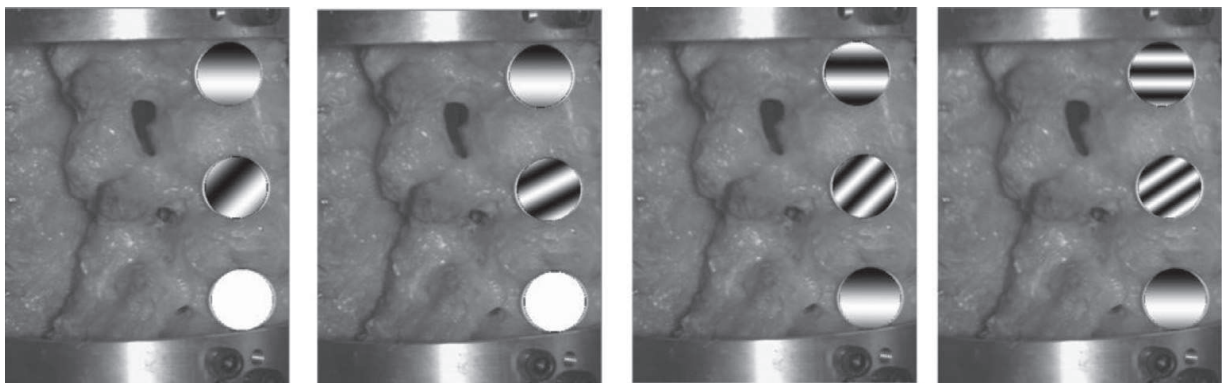


Fig. 20. Movements of L2, L3 and L4 by calculated Fourier transformation in the case of compression.

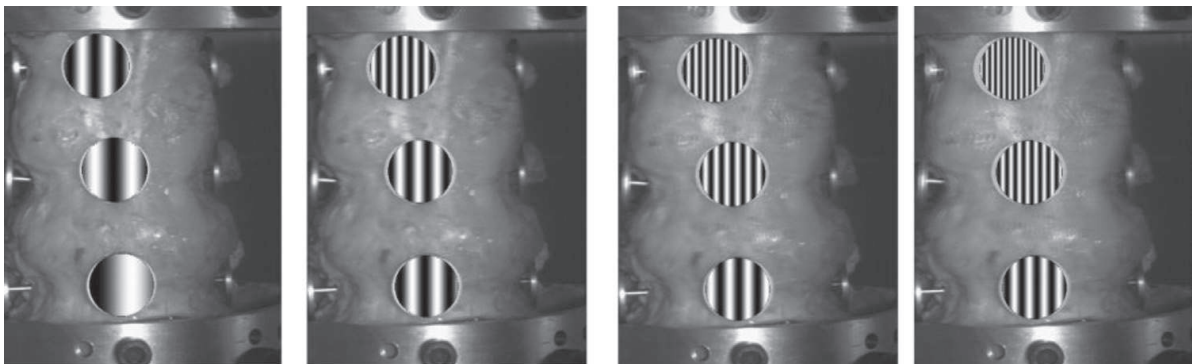


Fig. 21. Movements of L2, L3 and L4 by calculated Fourier transformation in the case of torsion.

The resulting measurement images visualize the movement of individual vertebrae of the spine under load. The movement of the monitored parts is proportional to the number of interference strips and is perpendicular to them. The main advantage, however, is that the speckle field image information captured by the cameras allows a cheap camera to achieve greater accuracy in determining changes than in direct tracking.

Conclusion

It was demonstrated that the non-coherent speckle interferometry can be used for the study of separated deformations of the human cadaveric specimens sequentially loaded in axial compression and torsion, flexion and extension, and lateral bending. The very simple theory of the speckle double-exposure method enables the simple evaluation of the deformations during the mentioned strains. We

have designed a special BS-II device enabling to evaluate before and after the application of various fixation methods for measuring the amount of cadaverous specimen load and corresponding amount of deformation. This may be a very important contribution to modern medical practice.

Acknowledgments

The work was further supported by the projects AFNet (CZ. 1.07/2.4.00/17. 0014) and IGA 2017, Palacky University in Olomouc and Proof of Concept UP PoC_0802, 909710012/90. The bio-material used for scientific purposes originates from the collection of the Institute of Normal Anatomy and has been supplied and used with the consent of the deceased in accordance with the provisions of Article 88 (1) (d) (6) 372/2011 on health services and the conditions of its provider.

Declaration of Competing Interests

The authors have no conflict of interests to disclose.

References

- [1] D.S. Brodke, J.C. Dick, D.N. Kunz, R. McCabe, T.A. Zdeblic, Posterior lumbar interbody fusion, *Spine* 22 (N. 1) (1997) 26–31.
- [2] Glazer, P.A., Collio, O., Klisch, S.M., Bradford, D.S., Bueff, H.N., Lotz, J.C.: Biomechanical Analysis of Multilevel Fixation Methods in the Lumbar Spine, 22, N. 2 (1997), 171–187.
- [3] E. Archbold, J. Burch, A.E. M., Ennos, Recording of in-plane surface displacement by double - exposure speckle photography, *Opt. Acta* 17 (1970) 883–898.
- [4] K.A. Stetson, A review of speckle photography and interferometry, *Opt. Eng.* 14 (1975) 482–489.
- [5] J. Kepřt, Elementary theory of interference and coherence, *Acta Univ. Palacki. Olomouc. Fac. Rer. Nat. Phys.* 37 (1972) 245–260.
- [6] J. Kepřt, L. Bartoněk, Measurement of small deformations by laser speckle interferometry, *Acta Univ. Palacki. Olomouc. Fac. Rer. Nat. Phys.* 38 (1999) 115–125.
- [7] L. Bartoněk, J. Kepřt, J. Charamza, L. Hrabálek, Computer aided measurement of biomechanical characteristic of cadaverous lumbar spines, *Cent. Eur. J. Phys.* 2 (3) (2004) 504–510.
- [8] L. Bartoněk, V. Janak, J. Kepřt, Automatic device for measuring biomechanical properties of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine, *SPIE* 10142 (20) (2016) UNSP 1014217, doi:10.1117/12.2262461.
- [9] M. Manohar, Panjabi, The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis, *J. Spinal Disord.* 5 (4) (1992) 390–397 Raven Press, Ltd., New York.
- [10] Z. Peng, T.B. Kirk, Two-dimensional fast Fourier transform and power spectrum for wear particle analysis, *Tribol. Int.* 30 (8) (1997) 583–590.
- [11] M. Šonka, V. Hlaváč, R. Boyle, *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*, Thomson Learning, Toronto, 1972.
- [12] J. Tůma, *Processing of Signals Obtained from Mechanical Systems Using FFT*, Communication Technology Praha, 1997 ISBN 80-901936-1-7.
- [13] M. Druckmüller, P. Heriban, *Scientific Image Analyzer DIPS 5.0*, SOFO, Brno 1996.

INTERFACE FOR READING DATA FROM 1D CMOS SENSOR HAMAMATSU S10077 WITH BUILT-IN A/D CONVERTER

Janák Vladislav, Bartoněk Luděk

Department of Experimental Physics, Palacky University Olomouc

<mailto:holohlavek@centrum.cz>

This paper presents a way for practical use of the CMOS linear image sensor S10077 from Hamamatsu with built-in A/D converter. Communication with the device is realized by the USB interface.

1 Introduction

The measurement of luminance is a critical problem, especially in cooperation with a computer system. The main part of the circuit is a suitable sensor, which is able to generate a signal adequate to the luminance. In a digital processing we need to convert the signal from an analog to a digital one and to send it to PC through some compatible interface. The whole device can be build as PCB card, which is embedded into the PC. (for example Eureka Messtechnik GmbH Köln, Germany) [1]. In our case (fig. 1), we have built an interface for sensor CMOS S10077 (Hamamatsu), which communicates with PC through USB, so no other accessory is required. This project is an innovation of our previous works [2] a [3].



Fig. 1 Block diagram of device.

2 Selection of parts

As a sensor we use Hamamatsu S10077, which is 1D line CMOS sensor with a built-in amplifier and A/D converter (fig.2).



Fig. 2 Linear line image CMOS sensor Hamamatsu S10077.

Data from this circuit are exported by digital bus SPI (Serial Peripheral Interface). The sensor acts as Master on the SPI bus. When start pulse on pin 23 is received, the sensor is scanning a line and send it by SPI to the connected device.

Because standard personal computers (PC) do not have SPI ports it is necessary to use a converter, which is able to read data by SPI and subsequently send this data to PC via standard serial

line RS232 or USB. The converter should contain SPI interface which is able to work in Slave mode, asynchronous serial port compatible with PC (RS232) and has at least 2048kB of RAM memory for the measured data. Because of these requirements the microcontroller ATMEGA644PA has been chosen. As a lot of new PCs do not contain serial ports RS232, but only USB ports, we use the circuit UM232R from FTDI to convert RS232 to USB.

3 Mechanical construction

The device is built on a single side PCB board (fig. 3 and realization of the camera is in fig. 4) to which the three sockets are soldered.

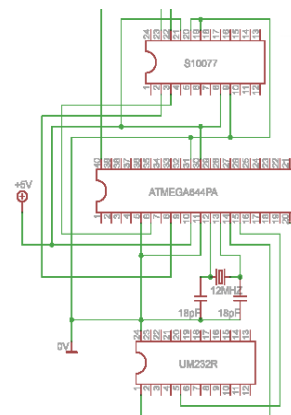


Fig. 3 Scheme of CMOS sensor S10077.

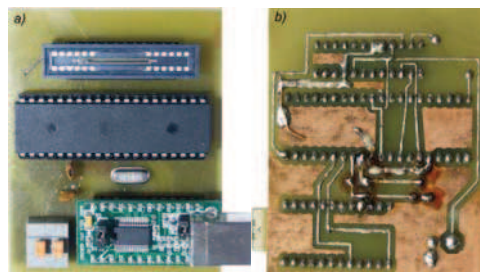


Fig. 4 Realization of camera (a) Front view, b) Bottom view.

In the upper socket there is Hamamatsu S10077 sensor, in a middle one there is ATMEGA 644PA

microcontroller and in a bottom socket there is the FTDI UM232R module.

The device also contains the timing crystal 12MHz, two capacitors 12pF for proper function of timing oscillator and a terminal block for power +5V. For prevention of disturbance from PC there is not used power voltage from USB, but from an external source which allows good smoothing.

4 Program for the microcontroller

The program for the microcontroller ATMEGA 644PA was written in C in CodeVisionAVR. The algorithm is waiting for any mark sented from PC. After receiving this mark which serves as a start signal, the program sends the start signal from port C.0 to the sensor for a line scan. At the same time the register of a microcontroller is cleared and prepared for filling by values. After that algorithm (with using SPI function) reads data from SPI to register. At the last time it sends this data from register to UART and thought module UM232R via USB to PC.

DEFINITION OF VARIABLES:
 unsigned char x[1024];
 unsigned char z;
 unsigned int i;
 unsigned char spi(unsigned char data);

```

MAIN PROGRAM CODE:
while (1)
{
  z=getchar(); //WAITING FOR ANY CHAR FROM SERIAL LINE
  i=0;
  PORTC=0x00; //IMAGE EXPOSAL
  delay_ms(1);
  PORTC=0x01;

  for (i = 0; i < 1023; i++) //CLEARING VARIABLE I
  {x[i]=0;}

  delay_ms(1);
  PORTC=0x00;

  for (i = 0; i < 1023; i++) //READING FROM SENSOR TO RAM
  {x[i]=spi(0x00);}
  i=0;

  for (i = 0; i < 1023; i++) //SENDING DATA FROM RAM TO SERIAL LINE
  {putchar(x[i]); }
}
  
```

Fig. 5 Program for microcontroller ATMEGA644P.

5 Control program for PC

Control program for PC has been written in LabVIEW, which is an object oriented development system, in which the program code is generated by connecting prearranged functions to the block diagram.

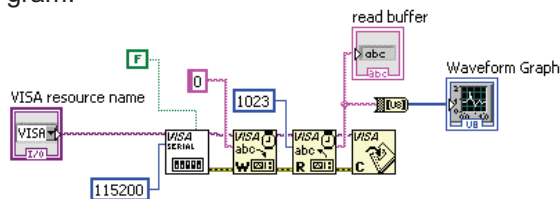


Fig. 6 Control program in LabVIEW.

The control program sends to device 1 byte and subsequently receives 1024byte of data which projects to the graph. For control the data are written out in the text (ASCII) form also.

6 Application in spectroscopy

To test an operation of our device an experiment has been made [4]. The results of this experiment are in fig. 7 and 8.



Fig. 7 Emissive bars of mercury lamp

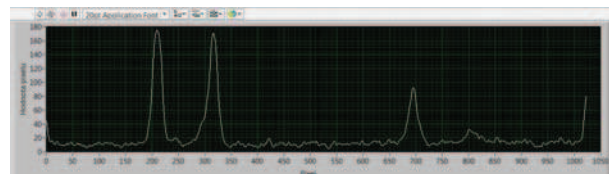


Fig. 8 Spectra measured by sensor S10077(LabVIEW)

7 Conclusion

The interface of CMOS S10077 (Hamamatsu) sensor offers communication with any personal computer (PC) through standard USB bus, so no additional cards, converters or driver libraries are needed. Due to its simplicity and low cost it can find a wide application as in industry as in education.

Solving of the problem and realization of the module was executed in support of the project IGA 2015, Experimental Physics Department and project CZ.1.07/2.3.00/45.0035 (Research oriented education in formal and informal education).

References

- [1] EURECA Messtechnik GmbH. WWW page of corporation EURECA Messtechnik GmbH [online]. Koln: 2013 [cit. 21.5.2015]. Accessible from: <http://www.eureca.de/neu-german/index.html>
- [2] Bartoněk, L., Kepřt, J.: The interface of CCD image line sensor ILX511 in technical spectrometer. 13th Slovak-Czech-Polish Optical Conference on WAVE AND QUANTUM ASPECTS OF CONTEMPORARY OPTICS, Krzyżowa, Poland. Proc. SPIE, Vol. 5259, 247-254, published 2003.
- [3] Bartoněk, L., Kepřt, J.: CCD linear image sensor ILX511 arrangement for technical spectrometer. Optica Applicata, Vol. XXXIII, No. 2-3, 2003, 547-553.
- [4] Tomáš Nedvěď. Pozorování spektra. [online]. Brno: Release date unknown. [cit. 21.5.2015]. Accessible from: <http://www.ped.muni.cz/wphy/nedved/cd1.htm>

Ochrana dat v internetové síti – veřejný a privátní rozsah IP adres v jedné fyzické síti

Předložený příspěvek popisuje jednu z možností ošetření počítačové sítě, která byla použita při řešení biomechanického systému na katedře experimentální fyziky Přírodovědecké fakulty Univerzity Palackého, obsahující řídicí jednotku, jejíž ovládání a periférie jsou připojeny pomocí internetové sítě. Myšlenka navržené ochrany spočívá v zapojení routeru s překladem adres v režimu NAT (Network Address Translation) WAN (Wide Area Network) i LAN (Local Area Network) portem do vlastní fyzické sítě za účelem jejího logického rozdělení na vnitřní a vnější část.

Klíčová slova: router, NAT, WAN, LAN, VLA, IP, ETHERNET, MASQUERADE

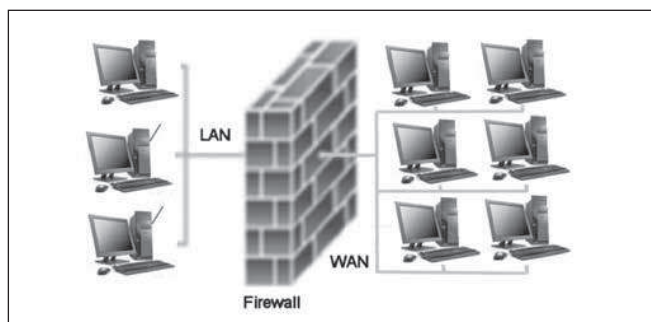
1. ÚVOD

První počítačové sítě se začaly objevovat už v padesátých letech minulého století, ale jejich mohutný nástup nastal až v letech osmdesátých. Dnes již izolované počítače (nepřipojené do sítě) téměř nenajdeme. Po formální stránce je počítačová síť skupina počítačů, popř. periférií, které jsou mezi sebou propojeny tak, aby zajistily vzájemnou komunikaci libovolného uživatele s programem na libovolném počítači, dvou programů mezi sebou nebo dvou libovolných uživatelů mezi sebou. S rozmachem sítí se však projevil, zvláště pak v dnešní době, rozmach počítačového pirátství v mnoha podobách. Od každodenního šíření nových virů (podle definice Freda B. Cohena je počítačový virus počítačový program, který může infikovat jiný počítačový program takovým způsobem, že do něj zkopíruje své tělo, čímž se infikovaný program stává prostředkem pro další aktivaci viru), až po vzdálené řízení PC, ze kterého se stává poslušný robot. Klíčovou záležitostí k úspěšnému pirátství je získání IP adresy uživatele PC. Zapojení routeru s překladem adres v režimu NAT WAN i LAN portem do vlastní fyzické sítě, za účelem jejího logického rozdělení na vnitřní a vnější část, je jedna z možností, kterou jsme při zapojení laboratoře použili.

2. MOŽNOSTI ZAPOJENÍ PRVKU NAT

Network Address Translation je proces, kdy při průchodu NAT prvkem dochází k výměně adresy v IP hlavičce za jinou. NAT prvkem může být firewall, router nebo počítač. Na prvkem, který provádí proces NAT, se vždy definuje jedno vnější rozhraní (*outside interface*) a jedno nebo více vnitřních rozhraní (*inside interface*). Vnitřní síť pak často používá privátní adresy a vnější síť globální. Při překladu (pomocí *access list*) je možné stanovit, které IP adresy se budou překládat a které ne. Zabrání se tak zbytečnému překladu

platných veřejných adres ve vnitřní síti. NAT prvek se vkládá mezi vnitřní (*inside*) síť a vnější (*outside*) síť, kde vnější síť bývá nejčastěji internet (*obr. 1*) [1, 2].

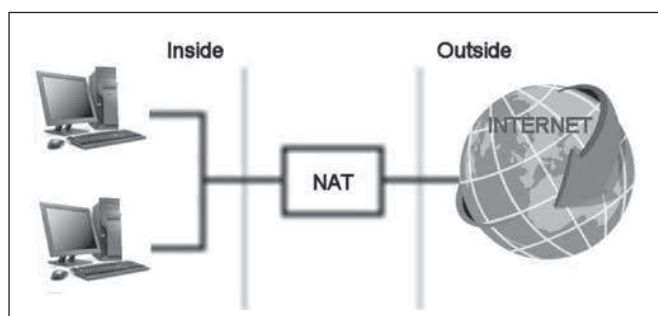


Obr. 2 Oddělení počítačové sítě LAN a WAN

Skrutím vnitřních adres a jejich oddělením pomocí NAT prvku se zvyšuje bezpečnost vnitřní sítě. Vytvoří se tak automaticky jednoduchý *firewall*, takže žádný počítač z vnější sítě nemůže přímo kontaktovat počítač na síti vnitřní (*obr. 2*).

Firewall by měl být vybaven každý počítač připojený k internetu, neboť představuje jakousi zeď mezi počítačem a internetem, a tak chrání počítač před útoky hackerů a zároveň řídí odchozí a příchozí data. Dovoluje například rozhodnout, zda nějakému programu umožníme nebo neumožníme přístup k internetu. Zjednodušeně se dá říct, že slouží jako kontrolní bod, který definuje pravidla pro komunikaci mezi sítěmi, které od sebe odděluje.

Router s překladem adres NAT se používají ve firemních sítích a v sítích poskytovatelů internetového připojení. Slouží k úpravě síťového provozu procházejícího přes router přepisem zdrojové nebo cílové IP adresy, případně i hlaviček protokolů vyšší vrstvy (číslo portu u protokolu TCP a UDP nebo ICMP Query ID u protokolu ICMP atd.). NAT se obvykle používá pro přístup více počítačů z lokální sítě do internetu prostřednictvím jediné veřejné IP adresy (*gateway*). Výhodou routerů je, že řeší problém nedostatku IPv4 adres a oddělují a skrývají vnitřní provoz od vnějšího internetu. NAT může být implementován softwarově pomocí běžícího PC s routovacím softwarem nebo hardwarově pomocí speciálního zařízení (např. Mikrotik, Cisco atd.) viz *obr. 3* a *obr. 4*, které samo o sobě síť nechrání (neprovádí filtraci paketů, ale pouze přepis), může však být kombinováno s *firewallem* v jednom zařízení.



Obr. 1 Vnitřní síť a vnější síť

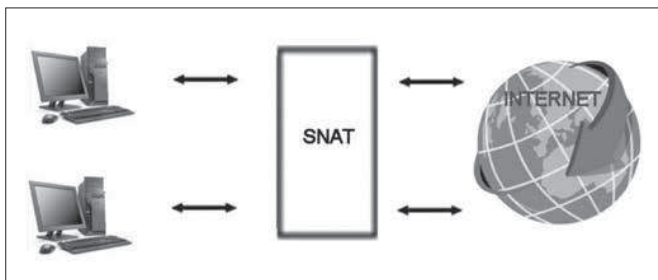


Obr. 3 Zařízení z řady Mikrotik RB2011UiAS-2HnD-IN

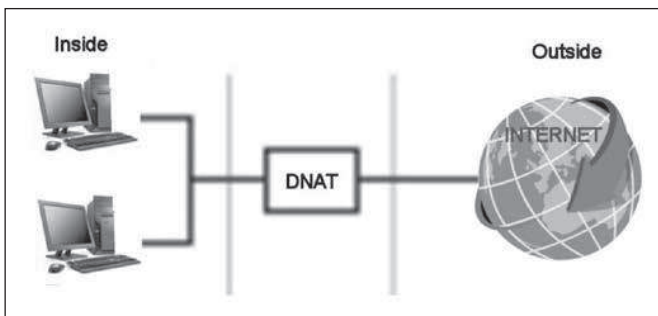


Obr. 4 Výrobek z řady Cisco C881-K9

Za nevýhody lze považovat znemožnění přímé komunikace mezi klienty *vnitřní* a *vnější* sítě (*end-to-end* spojení), čímž se může snížit rychlost přenosu a zvýšit doba odezvy. Má obtížnější nastavení při *Voice Over IP* (technologie umožňující přenos digitalizovaného hlasu v těle paketů rodiny protokolů UDP/TCP/IP prostřednictvím počítačové sítě) nebo jiného média dostupného pro protokol IP a nutnosti použití *port forwarding* (přesměrování portů) v případě provozu serveru uvnitř sítě, který má být zároveň přístupný zvenčí. Nutnost nastavení *port forwarding* se týká i síťových tiskáren (síťová tiskárna obsahuje tiskový server), pokud chceme, aby byly přístupné z vnější sítě. Můžeme jim však na vnějším rozhraní routeru nastavit jiný port, než se standardně používá pro síťový tisk (9100), a tak částečně zabránit případnému útoku zvenčí, neboť útočník obvykle nepředpokládá, že oběť bude provozovat síťové služby na nestandardních portech.



Obr. 5 Schéma statického překladu IP adres

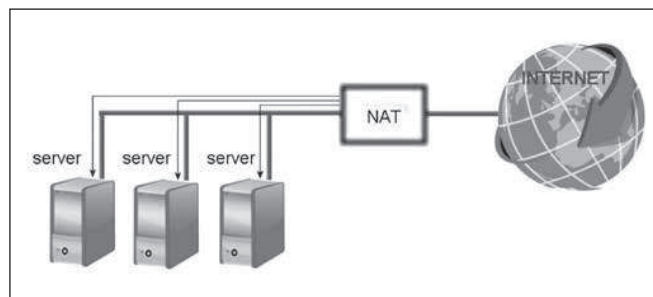


Obr. 6 Příklad dynamického zapojení NAT pro rozsah adres v NAT poolu 200.0.0.100-200.0.0.110

Statické zapojení NAT (SNAT) prvku provádí překlad jedné IP adresy vždy na tutéž IP adresu. Každé *inside local* adrese odpovídá pevná *inside global* adresa, která je nastavena v NAT prvku. Je to zvláště užitečné, pokud potřebujeme sdílet nějaké zařízení z vnější sítě, nebo při přechodu na jiný adresní rozsah (obr. 5). Překladová tabulka bude statická a v případě změny je třeba ji upravit manuálně.

V případě *dynamického zapojení* (obr. 6) NAT prvek přiděluje dynamicky většímu množství vnitřních IP adres menší množství vnějších IP adres a pokud vnitřní IP adresa právě nekomunikuje s vnější sítí, je jí vnější IP adresa odebrána a poskytnuta jiné vnitřní IP adrese.

Load-balancing NAT zapojení (obr. 7) je používáno v serverovnách a slouží pro rovnoměrné rozdělování dotazů (a tím způsobené zátěže) z vnější sítě mezi několik serverů ve vnitřní síti, které poskytují identický obsah nebo identické služby, případně nefunkčnosti některého serveru přesměrovává dotazy na zbývající funkční servery.

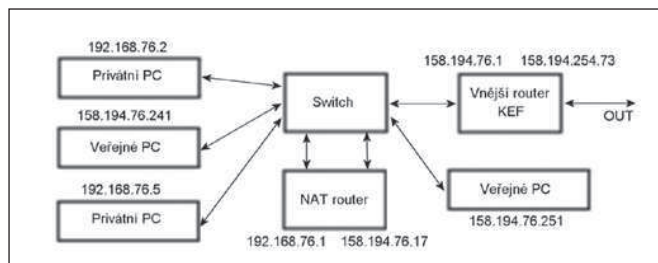


Obr. 7 Load-balancing NAT

Port Address Translation (PAT, NAT overloading) je další variantou zapojení prvku NAT. U této varianty NATu se více *inside local* adres mapuje na jednu *inside global* adresu na různých portech. Tedy máme jednu veřejnou adresu a vnitřní síť adresovanou *inside local* adresami. Překladová tabulka bude obsahovat o dvě položky navíc – *Inside local port*, ze kterého byl paket odeslán, a *Inside global port* – (číslo portu), na který je paket odeslán ze zdrojového portu počítače. Při počítačové variantě PAT (nebo nějakého zařízení s IP adresou) na vnitřní síti a pokusu spojit se s počítačem ve vnější síti, NAT přijme paket a pokud mu neodpovídá žádný záznam v překladové tabulce a NAT prvek má IP adresu odesílatele překládat, tak uloží *inside local* adresu a *inside local* port do překladové tabulky a přidělí záznamu zatím nepoužitý *inside global* port a svou *inside global* adresu, na kterou jsou mapovány všechny pakety z vnitřní sítě. NAT prvek pak vymění IP adresu a port v IP hlavičce paketu tak, jak to určuje překladová tabulka z *inside local* na *inside global* a paket pošle dál na cílovou adresu. V případě odpovědi na požadavek NAT prvek zkontroluje cílovou adresu a port, podívá se do překladové tabulky a zjistí, kterému počítači (či zařízení) cílová adresa a port náleží. Tato *inside global* adresa a port v hlavičce paketu se vymění za *inside local* adresu a port a paket se pošle do vnitřní sítě cílovému počítači. Počítač přijme paket. Proces se opakuje tak dlouho, dokud počítač komunikuje s vnější sítí. Existuje doba životnosti (*timeout*), po kterém se záznam v překladové tabulce vymaže. Výhodou je, že se tak připojuje více počítačů přes jednu IP adresu. Pokud se v odborných diskuzích používá označení „NAT“ bez jakéhokoliv dalšího upřesnění, téměř vždy se jedná o tzv. přetížený NAT, též nazývaný NAT s překladem portů (*Port Address Translator – PAT overloading*), který převádí veškerou komunikaci z vnitřních IP adres na jednu jedinou vnější IP adresu. V podnikových sítích a sítích poskytovatelů se uvedené zapojení připojuje WAN portem do vnější sítě (internet), LAN portem do vnitřní sítě (intranet). Na LAN portu běží DHCP server, který automaticky přiděluje počítačům ve vnitřní síti lokální (neveřejné) IP adresy z rozsahů typicky 192.168.x.x, 10x.x.x, nebo 172.16.0.0 až 172.31.255.255. Výhodou je, jak bylo výše uvedeno, že se dá připojit více počítačů přes jednu IP adresu.

3. REALIZOVANÝ NAT V BIOMECHANICKÉ LABORATOŘI SÍTĚ UPOL

Pro vlastní realizaci bylo použito zapojení *Port Address Translator – PAT overloading*. Router je však fyzicky připojen WAN portem i LAN portem do téže vnitřní sítě. Na LAN portu je nutné vypnout DHCP server, IP adresy poté přidělujeme ručně z rozsahů neveřejných IP adres: 192.168.x.x, 10.x.x.x, nebo 172.16.0.0 až 172.31.255.255.



Obr. 8 Schéma realizované sítě

Na obr. 8 je zobrazeno zjednodušené schéma realizované sítě. Zařízení s IP adresami z rozsahu 158.194.76.*, tzn. 158.194.76.17, 158.194.76.241 a 158.194.76.251 patří do veřejné sítě a jsou veřejně dostupné z internetu. Zařízení s IP adresami 192.168.76.*, tzn. 192.168.76.1, 192.168.76.2 a 192.168.76.5 patří do vnitřní sítě a z vnějšího internetu nejsou přímo dostupné. Obě dvě tyto sítě sdílejí jednu fyzickou infrastrukturu. Komunikovat mezi těmito dvěma sítěmi lze pouze přes NAT router, na kterém lze navíc nastavit přístupová práva a omezení pro zvýšení bezpečnosti vnitřní sítě.

V případě potřeby přístupu nějaké služby některého PC uvnitř vnitřní sítě i zvenčí je třeba nastavit na routeru *port forwarding*, což je v podstatě jistý typ přeměrování. Konkrétně v síti UPOL byl router připojen WAN portem i LAN portem do téhož *switche* školní sítě. V případě nedostatku portů na *switchi* lze propojit WAN port s libovolným LAN portem na routeru a zároveň další LAN port na routeru připojit do *switche*. DHCP server na routeru musíme vypnout. Pokud bychom to neudělali, docházelo by v síti ke konfliktům IP adres a různým nedefinovaným nepředvídatelným stavům, kdy by tentýž počítač při jednom zapnutí dostal veřejnou IP adresu a jindy by dostal neveřejnou IP adresu. Pokud by vznikla potřeba některému z počítačů přidělit neveřejnou IP adresu, nastavíme mu ji ručně v nastavení síťového adaptéru. Pokud tak neučiníme, dostane automaticky veřejnou IP adresu z oficiálního DHCP serveru, který v síti běží a běžel ještě před zapojením našeho routeru. Výsledná síť se bude chovat jako dvě logické sítě v jedné fyzické síti. Na fyzické a linkové vrstvě (ARP) půjde o jednu síť. Na síťové vrstvě (TCP/IP) a vyšších vrstvách však půjde o dvě logicky oddělené sítě (nejedná se však o VLAN – Virtuální LAN.) Pokud bude chtít některý z počítačů ve vnitřní síti komunikovat s počítačem ve vnější síti, bude nucen poslat svůj paket přes router NAT. Princip fungování IP protokolu mu totiž nedovolí poslat paket „přímou cestou“, ani kdyby PC s vnější IP adresou bylo fyzicky připojeno ke stejnému *switchi* a cesta přes NAT byla delší.

V případě, že bychom za NAT router zvolili profesionální zařízení (Mikrotik nebo Cisco), nebo jako router použili PC se dvěma síťovými kartami připojenými do téže sítě, můžeme navíc na routeru zprovoznit VPN server, pomocí něhož budeme schopni se připojit z vnější sítě (např. z domova) do vnitřní sítě [3].

Pokud bychom použili běžný levný router pouze se základními funkcemi a požadovali bychom vzdálený přístup, lze zprovoznit VPN server na jednom (nebo i více) PC uvnitř vnitřní sítě a nastavením *port*



Obr. 9 Použité zařízení MikroTik a vstupní obrazovka továrního SW

forwardingu na toto PC. Pro tvorbu VPN je výhodný např. software OPENVPN [4–6] v režimu TCP, který, na rozdíl od protokolů PPTP a L2TP, velice snadno prochází přes *routery* a *firewally*.

4. MOŽNOST VYLEPŠENÍ – WAKE ON LAN A VZDÁLENÁ PLOCHA

Routery MikroTik po připojení terminálem (Telnet) umožňují zasílání paketů *Wake on Lan*, čímž lze na dálku spouštět libovolné PC v místní síti, pokud je na tomto PC funkce Wake on LAN povolena. Pro spuštění vzdáleného PC se přihlásíme k routeru MikroTik terminálem a zadáme příkaz: `tool wol mac = xxxxxxxxxxxx`, kde xxxxxxxxxxxx je MAC adresa spouštěného (našeho) PC. Router poté vyšle speciální paket na všesměrovou IP adresu 255.255.255.255 a port 7, který přijme síťová karta v našem PC (která i při vypnutém PC zůstává částečně zapnutá) a následně se toto PC vzdáleně spustí. Tímto způsobem můžeme pohodlně vzdáleně spouštět služební PC například i z domova. Následně se k tomuto PC můžeme připojit pomocí VPN [3–6] v kombinaci se vzdálenou plochou [7] a pracovat u něj stejně pohodlně, jako bychom byli fyzicky přítomni na pracovišti, případně můžeme po připojení přes VPN využívat sdílené prostředky zaměstnavatelé sítě z domova nebo sdílet disky na domácím PC i na pracovišti.

5. ZÁVĚR

V předloženém příspěvku je navrženo a popsáno řešení zabezpečení jisté lokality sítě (např. laboratoře, katedra apod.), které je schopné nás ochránit před útoky vedené zvenčí na servery a služby běžící ve vnitřní části sítě, jako je sdílení souborů, síťový tisk nebo vzdálená plocha, které by za normálních okolností (zapojené ve vnější síti) byly slabě zabezpečené a tudíž zranitelné. Je však nutné uvést, že navrhované řešení není schopno nás ochránit před útoky, ke kterým poskytne součinnost špatně poučený uživatel ve vnitřní síti. Typickým příkladem takového útoku je např. stažení zavirovaného souboru uživatelem vnitřní sítě z webových stránek, případně otevření zavirované přílohy e-mailu, např. falešný životopis obsahující vyděračský vir (*ransomware*), zaslaný např. personálnímu oddělení, který otevře nic netušící uživatel. Po otevření takové přílohy by došlo k nakažení počítače virem, který by se mohl dále šířit pomocí sdílení souborů ve vnitřní síti a router oddělující vnitřní a vnější síť by tomu již nebyl schopen zabránit.

Literatura

- [1] James, F., Kurose, Keith, W., Ross.: Počítačové sítě. Computer Press Brno 2014, ISBN 978-80-251-3825-0.
- [2] Bača, Radim.: www.cs.vsb.cz/grygarek/TPS/projekty/0405Z/NAT/Nat.htm.
- [3] <http://www.servispc-brno.cz/77-jak-rozjet-pptp-na-mikrotiku>.
- [4] <http://www.djblond.cz/konfigurace-openvpn-serveru-na-mikrotiku>.
- [5] <http://en.wikipedia.org/wiki/OpenVPN>.
- [6] <https://openvpn.net/index.php/open-source.html>.
- [7] http://cs.wikipedia.org/wiki/Remote_Desktop_Protocol.

Mgr. Vladislav Janák, tel.: +420 585 634 181, e-mail: holohlavek@centrum.cz
doc. Ing. Bartoněk, Luděk, Ph.D., tel.: +420 585 634 291, e-mail: ludek.bartonek@upol.cz
katedra experimentální fyziky, Přírodovědecká fakulta, Univerzita Palackého, tř. 17. listopadu 12, 771 46 Olomouc

Jedná se o vědecký článek.

Univerzita Palackého v Olomouci Přírodovědecká fakulta

Katedra experimentální fyziky



**Aplikace digitálního zpracování obrazu
ve fyzikálních experimentech**

Autoreferát k dizertační práci

Mgr. Vladislav Janák

Olomouc 2020

Uchazeč: **Mgr. Vladislav Janák**
Katedra Experimentální fyziky, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí práce: **Doc. Ing. Luděk Bartoněk, Ph.D.**
Katedra Experimentální fyziky, Univerzita Palackého v Olomouci

Oponenti: **Doc. RNDr. Jiří Pechoušek, Ph.D.**
Katedra Experimentální fyziky, Univerzita Palackého v Olomouci
Prof. RNDr. Miloslav Druckmüller, CSc.
Odbor počítačové grafiky a geometrie, FSI VUT Brno

Místo a termín obhajoby:

Místo, kde bude možné se s disertační prací a posudky alespoň 14 dnů před vykonáním obhajoby seznámit

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně. Použitou literaturu a informační zdroje uvádím v příloženém seznamu literatury. Dále prohlašuji, že jsem měl hlavní autorský přínos v následujících publikacích, které tvoří základ této disertační práce:

Janak, V., Bartonek, L., Hrabalek, L. et al.: : The prototype BS-II for computer measurement of biomechanical characteristics of the human cadaverous lumbar spine. *Journal of orthopaedic surgery and research* (Springer Nature, BioMed London).

Janák, V., Bartoněk, L. and Kepřt, J.: Visualization of small changes in the movement of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine using speckle interferometry (Elsevier, *MethodsX*).

.....
Mgr. Vladislav Janák

Abstrakt: Předložená dizertační práce se zabývá měřením biomechanických parametrů kadaverózních vzorků bederní části lidské páteře. Hlavním úkolem bylo navržení a sestavení nové měřicí lavice (II. generace) včetně řídicí elektroniky a obslužného softwaru. Ověření funkčnosti je provedeno na implantaci implantátu Lumir XLIF CAGE na kadaverózním vzorku lidské páteře. Při řešení zadaného tématu bylo nutné se zabývat mimo zpracování signálu a elektronických návrhů i problematikou digitálního zpracování obrazu, modelování a mechanické konstrukce.

Klíčová slova: LabVIEW, CompactRio, digitální zpracování obrazu, LUMIR XLIF CAGE, bederní páteř, tenzometr, krokový motor.

Abstract: Dissertation thesis describes measurement of biomechanical parameters of the cadaverous lumbar spine samples. The main task was design and production of new measurement device (II. generation) including control electronics and software. Final testing is performed by measurement of cadaverous lumbar spine sample with the Lumir XLIF CAGE implant implanted. During research it was necessary to solve not only signal processing and circuit design, but also digital image processing, modeling and mechanical design.

Keywords: LabVIEW, CompactRio, digital image processing, LUMIR XLIF CAGE, lumbar spine, tensometer, stepper motor.

Publikační činnost a výsledky autora po dobu studia PGS

[A1] **Vladislav Janák**, Luděk Bartoněk, Lumír Hrabálek, Jiří Keprt and Jiří Charamza: The prototype BS-II for computer measurement of biomechanical characteristics of the human cadaverous lumbar spine. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, Volume:14 Issue:1, 2019 14:454, ISSN:1749-799X, DOI:10.1186/s13018-019-1463-8.

[A2] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Charamza, J.: Utilization of speckle techniques for measuring very small changes in motion of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine while watching biomechanical properties. *Sborník mezinárodní konference "International Conference on Applications for Image Based Measurements", ICAIM 2014*, June 24-25, 2014 Leipzig, Germany. ISBN 978-3-00-045317-5.

[A3] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Keprt, J.: Interface for reading data from 1D CCD sensor Hamamatsu S10077. *DGaO Proceedings 2015* - <http://www.dgao-proceedings.de> - ISSN: 1614-8436 - urn:nbn:de:0287-2015-P037-4. submitted: 8.Jul.2015 - published: 19. Aug.2015. http://www.dgao-proceedings.de/download/116/116_p37.pdf.

[A4] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Počítačové rozhraní pro vyčítání dat z řádkového CMOS snímače HAMAMATSU S10077 s vestavěným A/D převodníkem. (Interface for reading data from 1D CMOS sensor HAMAMATSU S10077 with build-in A/D converter). *Trendy ve vzdělávání 2015 konference*. ISSN 1805-8949, **157-162**.

[A5] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Počítačové rozhraní pro vyčítání dat z řádkového CMOS snímače HAMAMATSU S10077 s vestavěným A/D převodníkem. *Trendy ve vzdělávání 2015*, ISSN 1805-8949, **157-162**, časopis TVV 2015, http://www.kteiv.upol.cz/tvv_web/tvv15/tvv_2015_proceedings.pdf

[A6] **Janák, V.**, Bartoněk, L., Keprt, J.: Návrh kamerového modulu s řádkovým snímačem Hamamatsu S10077. (Design of camera module with line sensor Hamamatsu S10077). *JMO*, 7-8/2015, vol. 60, **216-218**.

[A7] **Janák, V.**, Bartoněk, L.: Interface for reading data from 1D CMOS sensor Hamamatsu S10077 with build-in A/D converter. *Zborník IX. medzinárodnej vedeckej konferencie Posolstvo Jána Pavla II. 2016*, 21. – 22. apríla 2016 Poprad, Editori doc. PaedDr. ThDr. Anton Lisník, PhD. PhDr. Katarína Greňová, VERBUM Ružomberk 2016, pp.**1103**, ISBN 978-80-561-0369-2. Hrabovská cesta 5512/1A, 034 01 Ružomberok verbum@ku.sk, <http://konferenciapp.ku.sk/>,

[A8] Bartoněk, L.; **Janák, V.**; Keprt, J.: Automatic device for measuring biomechanical properties of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine Edited by: Mullerova, J; Senderakova, D; Ladanyi, L; et al. *Conference: 20th Slovak-Czech-Polish Optical Conference on Wave and Quantum Aspects of Contemporary Optics (SCPOC)* Location: Jasna, SLOVAKIA Date: SEP 05-09, 2016. Sponsor(s): Univ Zilina, Fac Elect Engn, Inst Aurel Stadola; Univ Zilina, Fac Elect Engn, Dept Phys; Int Laser Ctr; Slovak Electrotechn Soc; Slovak Res & Dev Agcy; Czech & Slovak Soc Photon; Kvant s r o; OptiXs s r o. 20TH SLO-

VAK-CZECH-POLISH OPTICAL CONFERENCE ON WAVE AND QUANTUM ASPECTS OF CONTEMPORARY OPTICS Book Series: Proceedings of SPIE, Volume: 10142 Article Number: UNSP **1014217** Published: 2016.

[A9] **Janák V.**, Bartoněk L.: Ochrana dat v internetové síti-veřejný a privátní rozsah IP adres v jedné fyzické síti (Internet data safety – public and private range of IP addresses in the same network). *JMO*, 8-9/2017, vol. 62, **207-209**.

[A10] **Vladislav Janák**, Luděk Bartoněk and Jiří Keprt: Visualization of small changes in the movement of cadaveric lumbar vertebrae of the human spine using speckle interferometry. *MethodsX*, Volume 7, 2020, ISSN: 2215-0161, Doi.org/10.1016/j.mex.2020.100833.

Další činnosti spojené se studiem PGS

Stáž National Instruments Maďarsko – výroba a osazování desek plošných spojů.

Stáž SAV (Slovenská Akadémie Věd) Bratislava, Ústav meranie, práce na RTG mikrotomografu (3 měsíce).

Proof of Concept UP - Biomechanické hodnocení metod stabilizace kadaverózní lidské páteře PoC_0802, 909710012/90.

IGA – spolupráce na projektu v letech 2012 – 2018.

Obsah

Publikační činnost a výsledky autora po dobu studia PGS	4
1. Cíle dizertační práce	7
2. Měřicí biomechanická lavice druhé generace BS-II (realizace)	8
2.1. Požadavky na nové měřicí zařízení BS-II	8
2.2. Hardwarové komponenty použité ke konstrukci systému BS-II	8
2.3. Mechanická konstrukce stroje	8
2.4. Řídicí programy pro ovládání systému BS-II	10
2.4.1. Nájezd na střed osy	10
2.4.2. Rozvčička – rozhýbání před samotným měřením	10
2.4.3. Program pro hledání bodu s nejnižší silou	11
2.4.4. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro CompactRio	11
2.4.5. Pojezdy s definovanou vzdáleností	11
2.4.6. Podpůrný program pro programy běžící v PC – „Slave“	11
2.4.7. Program pro automatické měření	11
2.5. Metody obrazové analýzy, použité v práci	13
2.5.1. Analýza velkých změn	13
2.5.1.1. Obrazová funkce Konvoluce	13
2.5.1.2. Obrazová funkce Prahování	14
2.5.1.3. Interaktivní úpravy obrazu	16
2.5.1.4. Určení polohy (souřadnic) obratlů v obraze	16
2.5.2. Analýza malých změn v obraze (interferenční metoda)	19
2.5.2.1. Speckle metoda dvojího záznamu	19
2.5.2.2. Rychlá Fourierova transformace	19
2.5.2.3. Simulace vzoru koherenční zrnitosti	20
2.5.2.4. Experimentální výsledky pseudo-speckle metody	23
3. Aplikace zařízení BS-II v praxi - Vyhodnocení implantace implantátu LUMIR XLIF CAGE na kadaverózním lidském vzorku.	25
3.1. Příprava experimentu - Upevnění vzorku	25
3.2. Implantát	26
3.3. Vyhodnocení implantace a porovnání výsledků	27
4. Závěr a perspektiva	29
Použitá literatura	30

1. Cíle dizertační práce

Obsahem práce je návrh a výroba nové měřicí lavice BS-II pro měření biomechanických parametrů kadaverózních vzorků lumbární části lidské páteře (L1-L5). Každý vzorek je nedestruktivně testován při původním stavu (intaktní stav) a po aplikaci příslušné stabilizační metody ve stupních volnosti - flexe, extenze, postranní ohyby, axiální krut (torze) a komprese [1-3]. Zařízení za pomoci potřebných mechanismů působí mechanicky na vzorek a během této činnosti měří mechanický odpor (využití tenzometrů). Požadovaná tuhost vzorku je vypočítána v poměru k intaktnímu a stabilizovanému stavu páteře. Současně je během uvedených pohybů (měření tuhosti vzorku) také pozorován pohyb jednotlivých částí vzorku (obratlů). Tento pohyb je snímán dvěma kolmo umístěnými CCD kamerami, které snímají, pro zvýšení přesnosti, plochu kruhových terčů mechanicky spojených s jednotlivými obratli, které jsou pokryté speckle obrazy. Optický signál je přenášen do počítače a vyhodnocován pro malé posuny terčů metodou rychlé 2D Fourierovy transformace a souřadnicově pro změny přesahující 5 mm, jak je podrobněji popsáno ve zdrojích [A1], [A2] a [A10]. Uvedené zařízení, na rozdíl od svého předchůdce [4, 5], obsahuje softwarové řízení, které provádí výše uvedené měřicí sekvence automaticky v přesně definované opakované posloupnosti, čímž je dosažena objektivita měření a možnost statistického zpracování.

Funkčnost vyvinutého měřicího systému BS-II byla experimentálně ověřena měřením kadaverózního vzorku lumbární části lidské páteře s implantátem LUMIR XLIF CAGE [6-10].

Kromě hlavního úkolu v podobě návrhu a realizace měřicího systému se práce zabývá návrhem vhodné analýzy dat získaných při měření, kde pro optické vyhodnocení byly použity metody digitálního zpracování obrazu [A10] a pro tenzometrická měření metody kalibrace formou statistické regrese [A8]. Kromě měření kadaverózních vzorků byly v rámci práce měřeny i výukové modely páteří, získané 3D tiskem z dat získaných pomocí zobrazovacích metod CT (Computer Tomography) a MRI (Magnetic Resonance Imaging). Vzhledem k tomu, že celé zařízení komunikuje pomocí počítačové sítě, je v práci řešena i problematika ochrany zařízení v počítačové síti. Problematika ochrany zařízení v počítačové síti byla publikována v recenzovaném časopise *Jemná Mechanika a Optika* [A9].

2. Měřicí biomechanická lavice druhé generace BS-II (realizace)

2.1. Požadavky na nové měřicí zařízení BS-II

U navrženého zařízení požadujeme možnost pohybu ve všech osách (x, y, tlak, torze) bez nutnosti ručně pootáčet vzorek, přesné měření celkové síly působící na měřený vzorek, měření polohy jednotlivých obratlů (nejlépe bezkontaktní) a uživatelsky přívětivé ovládací rozhraní. Z důvodu dlouhodobých pozitivních zkušeností autora práce i celé Katedry Experimentální Fyziky Univerzity Palackého s produkty nadnárodní renomované společnosti National Instruments [12] jsme se rozhodli použít její produkty i při konstrukci měřicího systému BS-II. Pro napsání řídicích programů jsme proto zvolili programovací vývojové prostředí LabVIEW [13-15], což je moderní grafické programovací prostředí k tvorbě programu v podobě tzv. blokového diagramu. Pro řízení hardwarové části stroje jsme pak vybrali průmyslový počítač CompactRio [16], taktéž od National Instruments.

2.2. Hardwarové komponenty použité ke konstrukci systému BS-II.

Jelikož je u stroje požadována určitá provozní spolehlivost, snažili jsme se používat výhradně profesionální moduly renomovaných firem. Z těchto důvodů byly při vývoji a konstrukci ovládacího systému stroje použity zejména hotové moduly průmyslového měřicího systému CompactRio od společnosti National Instruments. Použité komponenty:

- Krokové motory Microcon SX23-1020 [17] (4 kusy, jeden pro každou osu)
- Tenzometry Sensocar BL/BL-C [18, 19] (4 kusy, jeden pro každou osu)
- Průmyslový počítač CompactRio NI9148 [20] s moduly NI9501x4 [21] (řízení motorů), NI9425 [22] (digitální vstupy z koncových spínačů), NI9217 [23] (24 bitový A/D převodník pro tenzometrická měření) a zdrojem NI PS-15
- Koncové spínače na koncích os chránící stroj před vyjetím z os a poškozením
- Kamery Vision Marlin F131B [24] a Smartekvision GC1621MP [25].

K tvorbě řídicího systému jsme použili programovací prostředí LabVIEW, které je přímo ideální k použití spolu s měřicími systémy CompactRio.

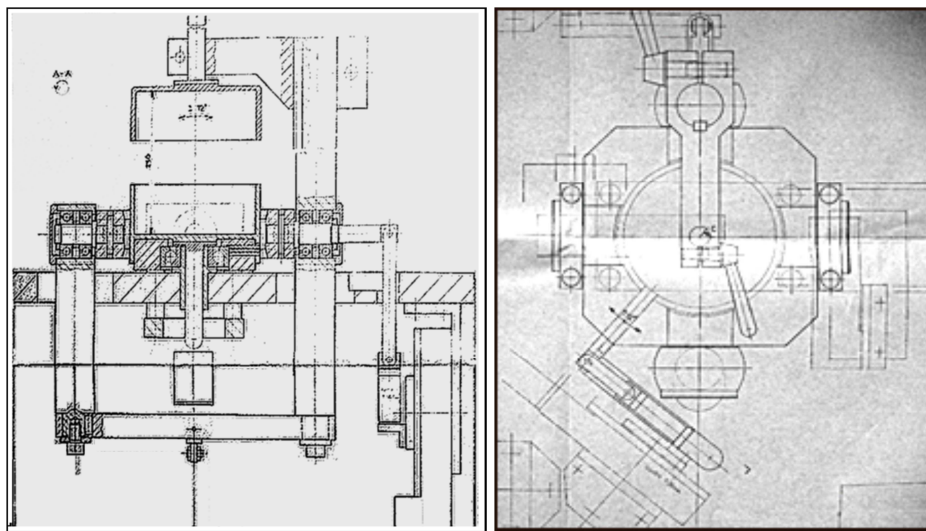
2.3. Mechanická konstrukce stroje

Při vývoji nového stroje pro biomechanická měření jsme se snažili vyhovět zejména následujícím požadavkům:

- Automatický pohyb vzorku ve všech osách (x, y, tlak, torze) krokovými motory bez nutnosti jej manuálně vytahovat a pootáčet.
- Koncové spínače, snímající polohu os a chránící stroj proti poškození.
- Měření síly na vzorek tenzometry vestavěnými ve všech osách.
- Bezkontaktní snímání polohy jednotlivých obratlů vzorku dvěma CCD kamerami na sobě kolmými s přímým přenosem digitálních obrazových dat do PC bez nutnosti dodatečného převodu analogového signálu PAL.
- Softwarové ovládání měření s automatickým či poloautomatickým měřením po definovaných krocích.

Šasi stroje se skládá ze čtyř kovových nohou a masivní kovové desky, v níž jsou vyvrtány a vyfrézovány montážní otvory pro jednotlivé komponenty. Základní náčrt stroje pro výrobu

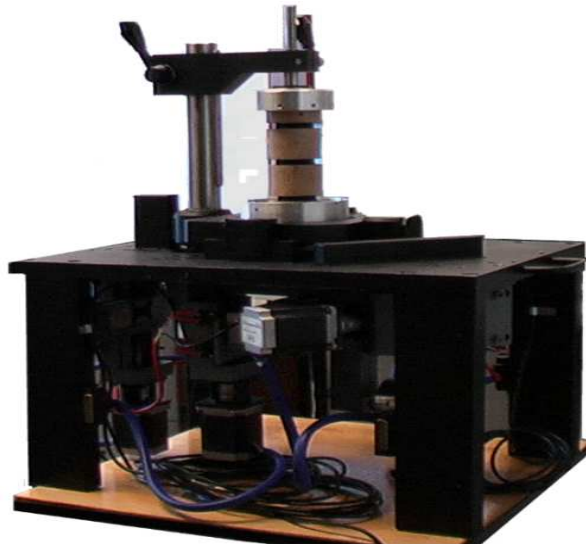
zobrazuje obr. 1. Středem šasi prochází soustava pák a táhel, které spolu s upínacími miskami zajišťují uchycení a pohyb vzorku při měření. Na tyto páky a táhla je přenášena síla z krokových motorů, které jsou umístěny pod kovovou deskou. Rotační pohyb z krokových motorů se nejdříve pomocí trapézových závitů převádí na pohyb lineární (posuvný), a následně přes menší pomocná táhla (k nimž jsou navíc připevněny tenzometry, měřící sílu) na hlavní páky a táhla, k nimž je umístěn vzorek. Stroj je navíc doplněn o koncové spínače, chránící jeho mechanismus před najetím za konec dráhy trapézových šroubů s hrozícím stržením. Stroj díky své zdokonalené konstrukci umožňuje provádět na měřeném vzorku pohyby ve všech osách, aniž by bylo nutné vzorek během měření jakkoliv ručně přestavovat a pootáčet. Pohyby v osách x a y (dopředu/dozadu/vpravo/vlevo) jsou na vzorek přenášeny pomocí misky v horní části stroje, tlak a torze jsou přenášeny pomocí spodní misky stroje, která je ve stroji umístěna otočně a se speciálním trnem, určeným k přenosu tlaku. Misky pro upevnění vzorku, vyjmuté ze stroje jsou zobrazeny na obr. 2. Fotografie stroje je na obr. 3.



Obr. 1. Základní náčrves stroje BS-II. [26].



Obr. 2. Upevňovací misky pro upevnění vzorku kadaverózní páteře do stroje BS-II.



Obr. 3. Biomechanický systém BS-II.

Detailní schéma mechanické konstrukce stroje podléhá obchodnímu tajemství a je průmyslovým vlastnictvím Katedry fyziky (KEF PřF UPOL) a Společné Laboratoře Optiky (SLO) a akademie věd UP Olomouc [26].

2.4. Řídicí programy pro ovládání systému BS-II

Řídicí programy jsou vytvořeny v programovacím prostředí LabVIEW a pro přístup k hardwaru využívají jeho knihovny a systémové ovladače. V rámci práce bylo nutné vyřešit: Nájezd na střed osy, rozcvičku (rozhybání) před měřením, manuální ovládání, pojezd o určitou zadanou vzdálenost, nájezd do bodu s nejnižší působící silou, seřízení kamer a samotné měření. Zatímco jednodušší programy, které přistupují přímo k modulům a jejich měřicím vstupům/výstupům, běží přímo v průmyslovém počítači CompactRio, program pro měření vyžaduje vyšší výpočetní výkon, proto běží v ovládacím PC. V průmyslovém počítači CompactRio pak běží pomocný program „Slave“, který funguje jako prostředník mezi ovládacím programem v PC a hardwarovými vstupy/výstupy počítače Compact Rio. Tyto dvě části spolu komunikují pomocí sdílených proměnných (Shared Variable).

2.4.1. Nájezd na střed osy

Po zvolení os, se kterými chceme najet na střed, program následně u těchto os jede dokud nenarazí na koncový spínač na jednom konci osy. Po sepnutí tohoto spínače program obrátí směr otáčení motoru a jede opačným směrem dokud nenarazí na koncový spínač na opačném konci osy. Tento pohyb se děje ve While cyklu a program zároveň počítá kolik kroků vykonal. Na závěr se program pomocí For cyklu vrátí zpět právě o polovinu kroků kolik naměřil předtím ve While cyklu. Program navíc vypíše kolik kroků vykonal. Tento způsob najíždění na střed je poměrně přesný, protože na koncové spínače se najíždí pokaždé ze stejné strany, tzn. neuplatňuje se nám chyba vzniklá hysterezí kontaktů ve spínačích (rozdílný okamžik sepnutí/rozepnutí při nájezdu z různých stran).

2.4.2. Rozcvička – rozhybání před samotným měřením

Před samotným měřením je nutné měřený vzorek rozcvičit, aby se dosáhlo definovaných fyzikálních parametrů a odstranila ztuhlost. Tato rozcvička se provádí krouživými pohyby v osách x a y. Program pro rozhybání vzorku postupně pomocí For cyklů spíná a vypíná

jednotlivé motory o předem nadefinovaný počet kroků v osách x a y. Výsledkem je pohyb, který velice připomíná krouživý pohyb. Počet kruhů, které má program při rozcvičce vykonat, je nastavitelný.

2.4.3. Program pro hledání bodu s nejnižší silou

Program opakovaně měří napětí na výstupu tenzometrů a podle toho spouští motory a pohybuje měřeným vzorkem do bodu, kde na něj působí nejnižší síla.

2.4.4. Program pro manuální ovládání z PC – verze pro CompactRio

Program slouží k přímému ovládání motorů stroje pomocí softwarových tlačítek. Na základě podnětů z těchto softwarových tlačítek dochází uvnitř programu k aktivaci podmíněných cyklů Case Structure, které následně posílají příkazy k vykonávání pohybů do modulu řízení krokových motorů NI 9501. Tento program neumožňuje přesné počítání kroků, příslušný motor je aktivován po dobu stisku tlačítka.

2.4.5. Pojezdy s definovanou vzdáleností

Program slouží k zadání pojezdu o přesný počet kroků zadaným směrem. Počet kroků se zadává numericky, pomocí softwarových tlačítek se dále vybere osa a směr pohybu. Program poté pomocí For cyklu vykoná zadaný pohyb o definovaném počtu kroků.

2.4.6. Podpůrný program pro programy běžící v PC – „Slave“

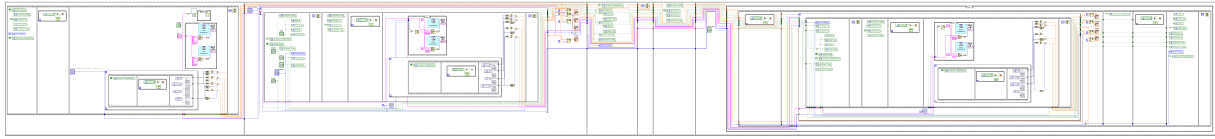
Pro náročnější měření si nelze vystačit s programem, jehož kód běží pouze v průmyslovém počítači CompactRio, neboť CompactRio má omezený výpočetní výkon. Pro tyto účely je nutné, aby ovládací program běžel v obslužném PC. Jelikož však program běžící v PC nemůže přistupovat přímo k hardwaru počítače CompactRIO, bylo nutné vytvořit pomocný program, který funguje jako prostředník mezi programem běžícím v PC a hardwarem počítače CompactRio. Tento program opakovaně vyčítá hodnoty sdílených proměnných (Shared Variables) zaslaných z PC a podle toho posílá příkazy do jednotlivých hardwarových výstupů. V případě měření z tenzometrů program naopak vyčítá hodnoty z modulu NI9217 a tyto hodnoty posílá do příslušných sdílených proměnných, kde si je následně přebírá program běžící v PC k dalšímu zpracování.

2.4.7. Program pro automatické měření

Jelikož má CompactRio NI 9148 omezený výpočetní výkon a některé funkce jako např. přístup ke kamerám by nebylo schopno zvládnout vůbec, běží kód tohoto programu v PC. Komunikace s hardwarem průmyslového počítače CompactRio je řešena pomocí pomocného programu „Slave“, který zprostředkovává komunikaci mezi řídicím PC a hardwarem průmyslového počítače CompactRio pomocí sdílených proměnných.

Blokový diagram programu je na obr. 4. Program slouží k automatickému měření po jednotlivých krocích. Počet a délku kroku lze zadat na čelním panelu, zobrazeném na obr. 5. V každém kroku je odečteno několik hodnot z tenzometrů a statisticky zprůměrováno kvůli eliminaci šumu. Počet odečtů ke zprůměrování je nastavitelný. Dále je nutné nastavit osu ve které chceme měřit (x,y,tlak, torze) a nastavit, zda chceme měřit od výchozího bodu na obě strany nebo pouze na jednu stranu od výchozího bodu. V programu lze zvolit zda chceme ukládat fotografie z měření a adresář, do kterého se budou fotografie ukládat. Naměřená data se zobrazují v polích (array), ze kterých je lze snadno exportovat do systémové schránky či

Excelu. K tomu slouží kliknutí pravým tlačítkem, kdy z podnabídky Export vybereme položku Save data to Clipboard nebo Save data to Excel, jak je názorně zobrazeno na obr. 6.



Obr. 4. Program pro automatické měření – blokový diagram.

POČET KROKŮ: 50, 0

POČET ODEČTŮ Z TENZOMETRU V KAŽDÉM KROKU: 10, 0

DÉLKA KROKU: 80

X: 0, 0, 0, 0, 0

Y: 0, 0, 0, 0, 0

TLAK: 0, 0, 0, 0, 0

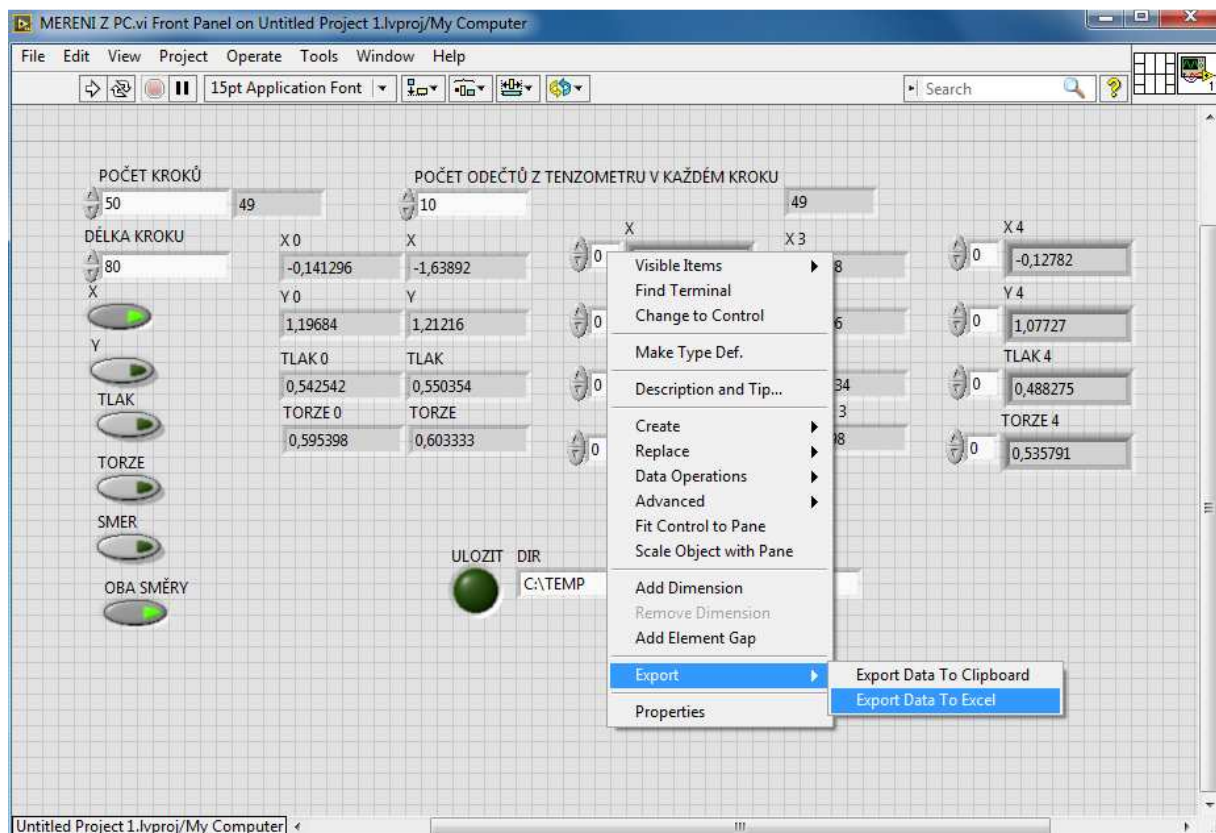
TORZE: 0, 0, 0, 0, 0

SMER: 0, 0, 0, 0, 0

OBA SMĚRY: 0, 0, 0, 0, 0

ULOZIT DIR: C:\TEMP

Obr. 5. Program pro automatické měření – čelní panel.



Obr. 6. Nabídka pro Export dat do systémové schránky nebo Excelu.

2.5. Metody obrazové analýzy, použité v práci

Pro analýzu polohy obratlů využíváme dvě řady na sebe kolmých terčků pevně upevněných ve sledovaných komponentách páteře (v obratlích) a pokrytých definovanými skvrnitými vzory (pseudospeckle), které byly vygenerovány počítačem. Jejich pohyby při namáhání vzorku v definovaných stupních volnosti jsou sledovány dvěma CCD kamerami. Získaná data jsou v reálném čase ukládána do paměti počítače.

2.5.1. Analýza velkých změn

Abychom mohli vypočítat velikost velkých změn polohy (změny > 5 mm), bylo nejdříve nutné zjistit polohu jednotlivých značek. Pro zjištění jejich pozic byl obraz pomocí prahování převeden na binární obraz čímž vznikl obraz, který je dokonale černobílý, bez stupňů šedi. Jelikož však záznam obrazu z našich měření obsahuje velké množství rušivých artefaktů, které mají podobnou intenzitu jasu jako značky které chceme snímat, je nutné jej před vlastním vyhodnocením předzpracovat. Pro zvýraznění jednotlivých struktur v binárním obraze byly využity morfologické operace (dilatace, eroze, otevření, uzavření), které mění hodnoty jednotlivých pixelů v závislosti na jejich sousedních pixelech, čímž lze odstranit nebo zvýraznit drobné objekty a zajistit jejich celistvost. Po předzpracování binárních obrazů byl aplikován algoritmus pro hledání přesného středu, který využívá funkcí National Instruments IMAQ pro hledání skvrn. Program postupně prochází obraz po řádcích, hledá změny hran na začátku a konci terče (levý a pravý okraj), zaznamenává souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá sečnu, která je svislá a prochází středem kružnice. Obdobný proces provádí program i po sloupcích, kdy hledá horní a spodní okraje terčů, zaznamenává jejich souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá vodorovnou sečnu, která prochází středem kružnice. Aritmetickým zprůměrováním souřadnic bodů, tvořících tyto dvě sečny, získáme souřadnice bodu, který je středem kružnice, tvořící okraje terčů, tedy středem terčů. Výše popsané operace byly provedeny pro každý odpovídající terč jehož souřadnice chceme zjistit. Pro výpočet velikosti posunutí poté stačí jednoduše od sebe odečíst souřadnice středů konkrétních terčů získané ze snímků před posunutím a po posunutí.

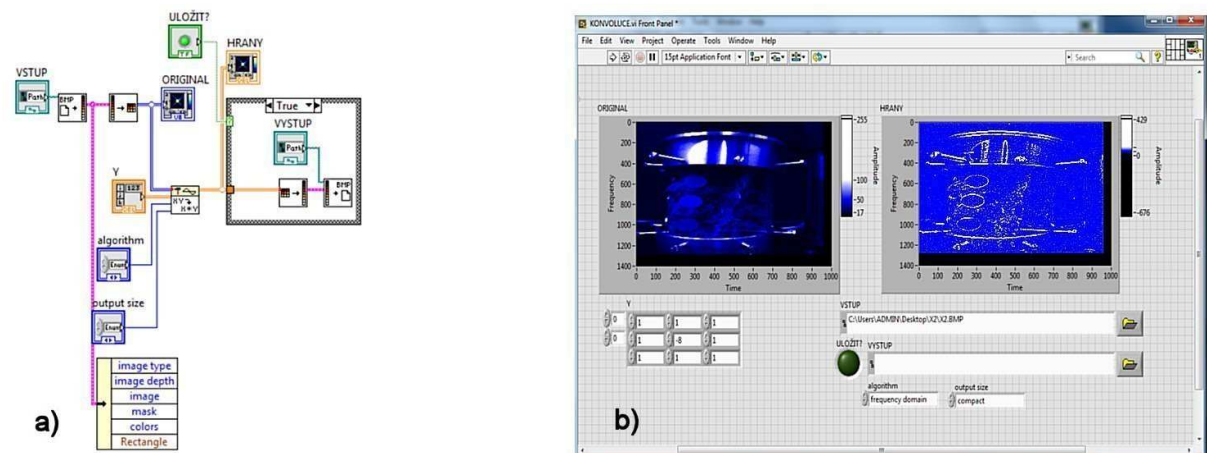
2.5.1.1. Obrazová funkce Konvoluce

Před provedením dalších operací je vhodné zvýraznit jemné struktury v obraze. K tomuto předzpracování obrazu byla použita konvoluce. Jako konvoluční jádro byla použita Sobelova maska (1). Sobelova maska vypočítává dvě konvoluční masky podél os X a Y a je schopna detekovat jemné struktury v obou osách.

$$\begin{matrix} 1 & 1 & 1 & 2 & 2 & 2 \\ 2 & 2 & 2 & 1 & 1 & 2 \\ 3 & 3 & 3 & 1 & 1 & 3 \end{matrix} \quad (1)$$

Tato dvojitá konvoluce byla použita při předzpracování obrazu. Pro praktickou implementaci konvoluce byl vytvořen program v LabVIEW, jehož blokový diagram je znázorněn na obr. 7a. Vývojové prostředí LabVIEW nabízí mnoho funkcí zahrnující základní obrazové operace, včetně konvoluce za pomoci funkce Convolution.vi. Tuto funkci můžeme najít v podadresářích Functions\Signal Processing and Signal Operations, a má dva signálové vstupy x a y do kterých přivádíme obrazová data a konvoluční jádro (filtr) h. Obrazová funkce $f(x, y)$ se vkládá ve formě dvoudimenzionální matice s hodnotami jasu v jednotlivých pixelech, například ze

snímku z kamery ve formátu BMP, jehož čtení a převod do podoby matice zajišťuje funkce Read BMP file.vi.

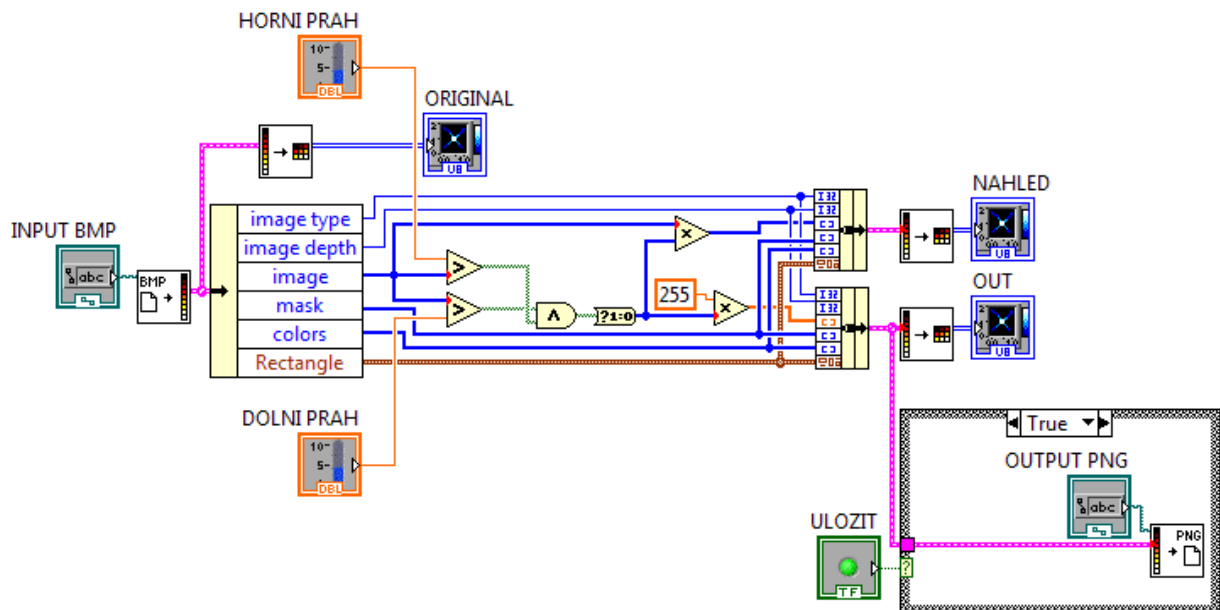


Obr. 7a) Programové řešení konvoluce v LabView; b) čelní panel.

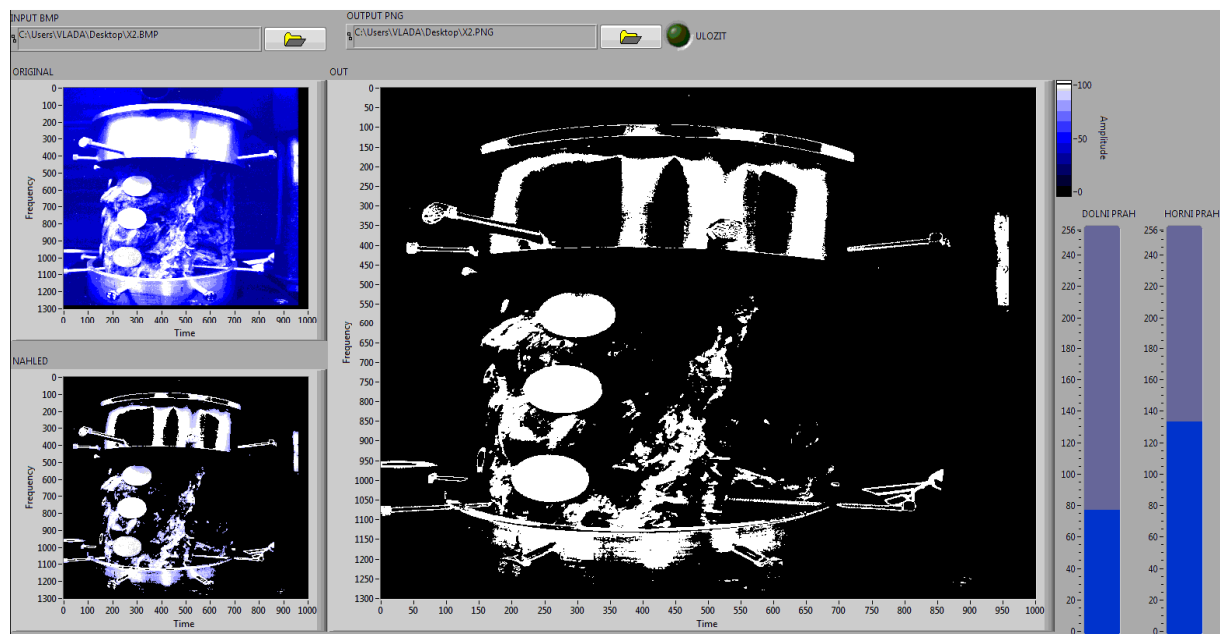
Na obr. 7b je znázorněn čelní panel programu pro výpočet konvoluce, kde vstupní obraz (páteř) vložený v podobě obrazové matice je zobrazen vlevo. Vpravo je výsledek konvoluční operace v podobě obrazu se zvýrazněnými hranami, což jsou místa s maximální změnou jasu odpovídající druhé derivaci.

2.5.1.2. Obrazová funkce Prahování

Prahování je jedna z nejjednodušších metod, sloužící k segmentaci obrazu [27]. Jelikož jasová intenzita objektů (značkovacích terčů), které potřebujeme prahovat, leží někde uprostřed, bylo nutné použít prahování intervalem. V programovacím prostředí LabVIEW byl vytvořen jednoduchý program, který otevře obrazový soubor pořízený kamerami stroje (BMP, 8 bitů šedi) a prahuje jej intervalem, který je nastavitelný. Pokud je hodnota pixelu nižší než horní nastavená mez intervalu a zároveň vyšší než dolní nastavená mez, nastaví se hodnota pixelu na výstupu rovna logické 1. Jestliže hodnota porovnávaného pixelu leží mimo námi požadovaný interval, nastaví se na výstupu hodnota logické 0. Blokový diagram programu pro prahování je na obr. 8, čelní panel pak na obr. 9. Kromě dialogů pro zadání vstupního a výstupního souboru program obsahuje několik náhledů – vlevo nahoře původní snímek, vlevo dole náhled po odstranění objektů mimo nastavený interval a vpravo finální binární obraz v hodnotách černá = 0 a bílá = 255. Dvěma posuvnými ovladači vpravo se nastavuje horní a dolní mez intervalu pro prahování.

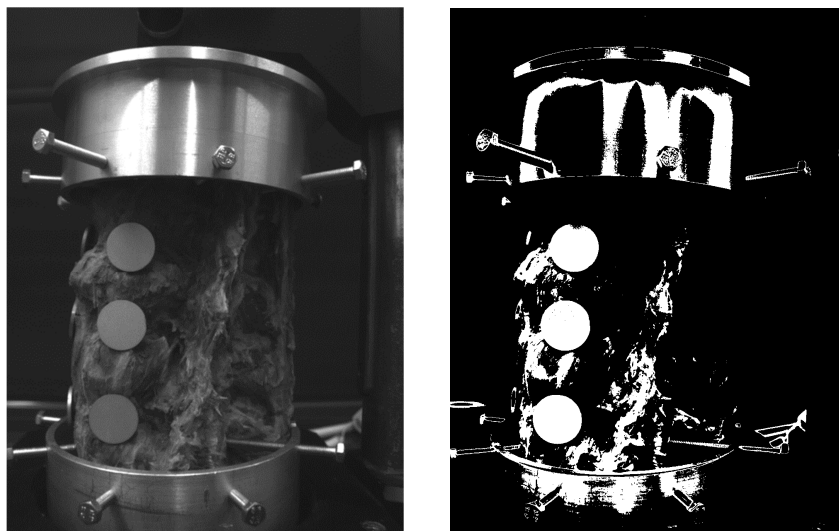


Obr. 8. Blokový diagram programu pro prahování obrazu intervalem.



Obr. 9. Čelní panel programu pro prahování intervalem.

Jelikož je výstupem z tohoto programu defacto binární obraz (černá = 0, bílá = 255) a zároveň nejsme při jeho ukládání limitováni časem jako při pořizování fotografií strojem během měření, byl zvolen pro ukládání bezztrátový obrazový formát PNG (Portable Network Graphics). Zvolený formát je ideální volbou pro ukládání počítačem generované grafiky včetně binárních obrazů. Další výhodou je, že z důvodu jiné přípony můžeme naprahované snímky ukládat do stejného adresáře se stejným názvem před příponou, jako zdrojové snímky. Na obr. 10 můžeme porovnat snímek před prahováním a po prahování.

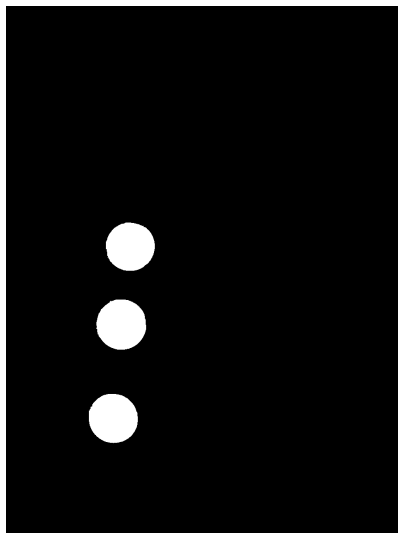


Obr. 10. Fotografie vzorku páteře před prahováním a po prahování intervalem.

Pro automatizaci a usnadnění zpracování velkého množství měřených dat byl program pro prahování vytvořen i v další, modifikované verzi, běžící ve For cyklu, která je určená pro dávkové naprahování celé sady snímků v zadaném adresáři.

2.5.1.3. Interaktivní úpravy obrazu

V důsledku měření v otevřené laboratoři mohou kamery nasnímat obraz obsahující i nežádoucí artefakty, jak je zobrazeno v pravé části obr. 10. Jedná se o odlesky způsobené odrazem světla od kovových částí stroje a také faktem, že používáme černobílé kamery a některé části měřeného vzorku mají podobnou intenzitu šedi jako značkovací terče. V takovém případě i po prahování nám v binárním obraze zůstává jisté množství nežádoucích artefaktů. V takových případech je nutno přistoupit k interaktivní filtraci obrazu a použít metody dle uvážení operátora přístroje. Ukázka snímku s řádně odstraněnými nežádoucími artefakty je na obr. 11.

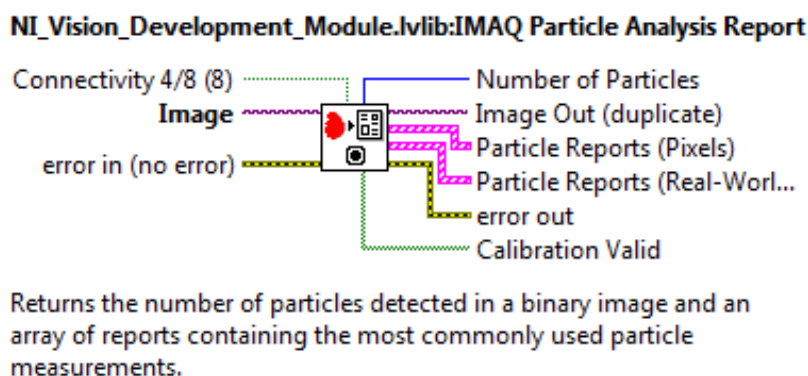


Obr. 11. Snímek po správné interaktivní filtraci nežádoucích artefaktů.

2.5.1.4. Určení polohy (souřadnic) obratlů v obraze

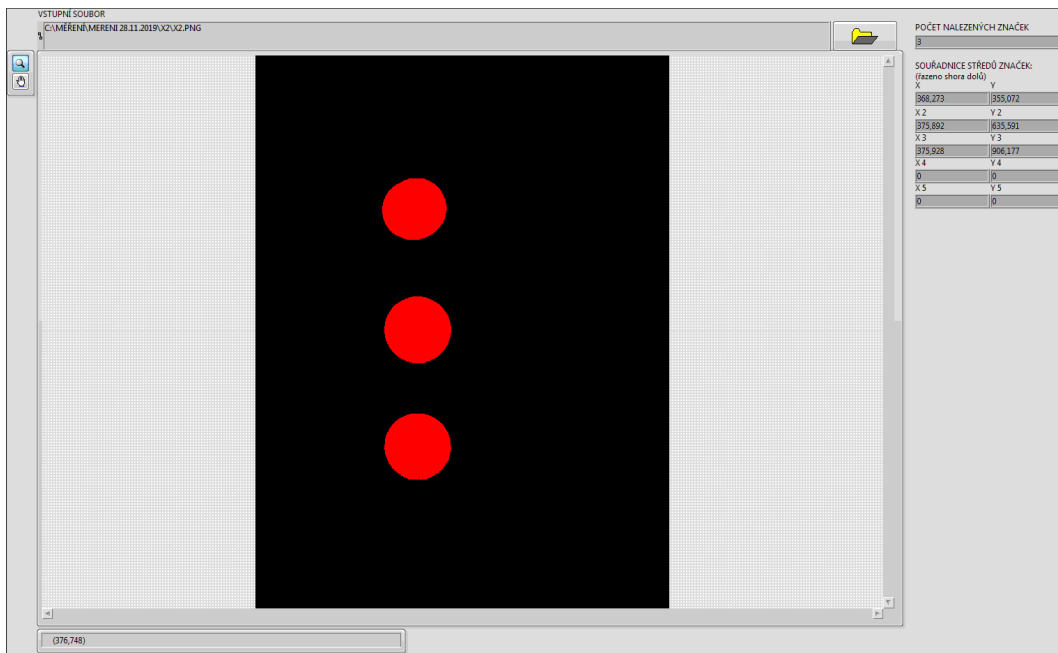
Pro přesné určení středu značkovacích terčů byl vytvořen program, využívající funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report pro hledání skvrn [28]. Funkce IMAQ Particle

Analysis Report nejdříve prohledá celý binární obraz a hledá v něm shluky bílých bodů. Následně funkce IMAQ každý shluk bílých bodů postupně prochází po řádcích, kdy funkce hledá změny hran na začátku a konci terče (levý a pravý okraj), zaznamenává souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá sečnu, která je svislá a prochází středem kružnice. Obdobný proces provádí funkce i po sloupcích, kdy hledá horní a spodní okraje terčů, zaznamenává jejich souřadnice a vypočítává aritmetické průměry těchto souřadnic, čímž získá vodorovnou sečnu, která prochází středem kružnice. Aritmetickým zprůměrováním souřadnic bodů, tvořících tyto dvě sečny, získáme souřadnice bodu, který je středem kružnice, tvořící okraje terčů, tedy středem terčů. Výše popsané operace provádí funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report pro každý shluk bílých bodů v obraze. Z těchto důvodů bylo nutné provést odstranění všech nežádoucích artefaktů – shluků bílých bodů, kromě značkových terčů, jejichž souřadnice chceme zjistit. Vstupy a výstupy funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report [28] jsou popsány na obr. 12.

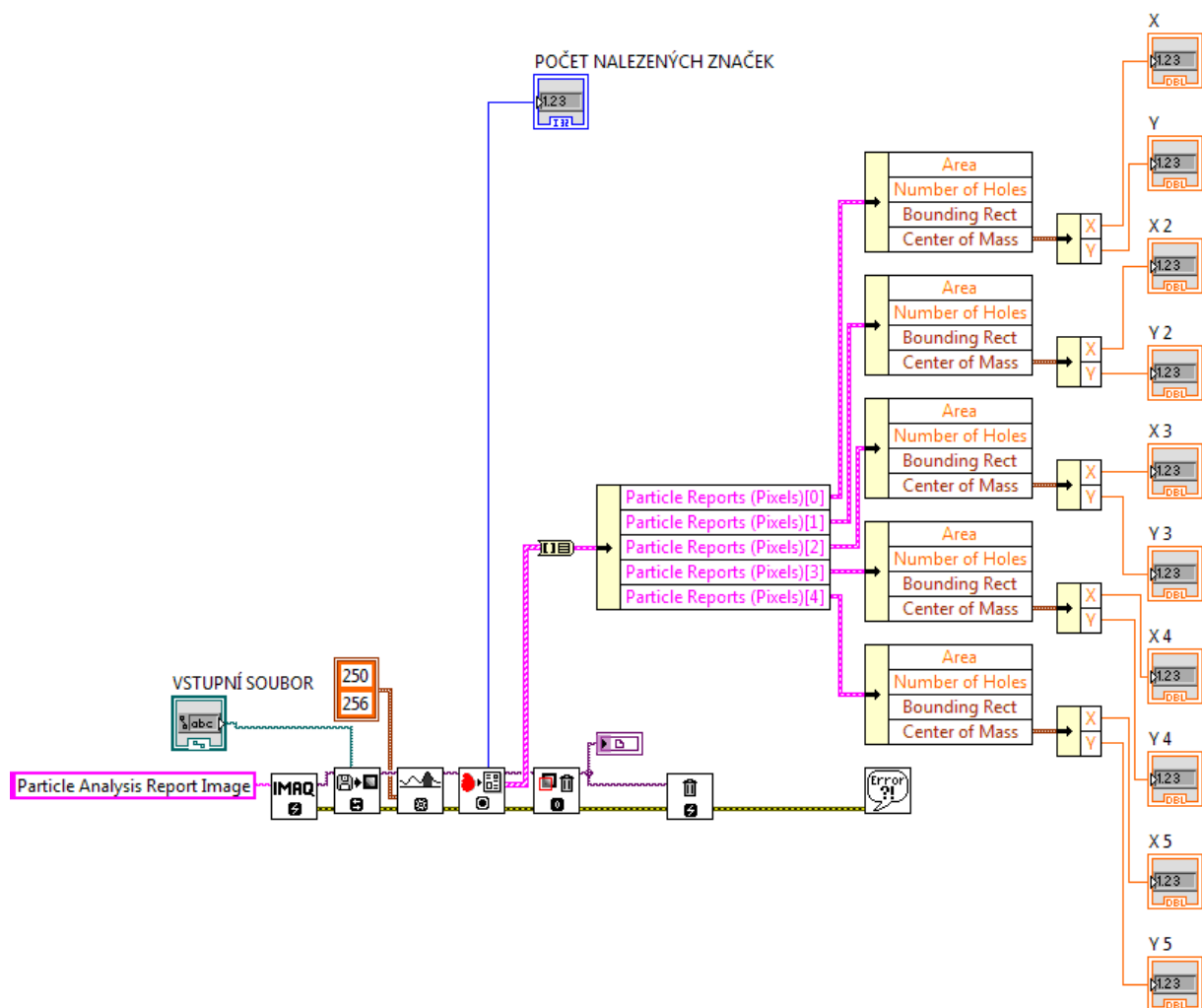


Obr. 12. Rychlá nápověda k funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report.

Výstupem funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report jsou pole a shluky dat typu Array a Cluster, ze kterých lze jednoduše námi požadované hodnoty „vybalit“ za pomoci funkcí pro manipulaci s těmito datovými typy. Za pomoci funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report byl vytvořen program, jehož čelní panel je zobrazen na obr. 13. Na čelním panelu nahoře zadáme cestu k souboru, který chceme analyzovat, dole se nám zobrazí náhled. Program následně zavolá funkci National Instruments IMAQ Particle Analysis Report a výstupní data z této funkce zobrazí na čelním panelu vpravo, kde vpravo nahoře zobrazí počet nalezených značek (shluků bílých bodů) a pod touto informací postupně zobrazí X a Y souřadnice jednotlivých nalezených značek v pořadí shora dolů. Program je v současné podobě určen k analýze polohy maximálně pěti značek. Pokud je v analyzovaném obraze značek méně (např. v našem případě 3), zůstanou zbylé pozice hodnot v tabulce (v pořadí 4. a 5.) rovny nule. Z blokového diagramu programu na obr. 14 je jasně viditelné volání funkce National Instruments IMAQ Particle Analysis Report a následné „vybalení“ hodnot za pomoci funkcí pro práci s datovými poli Array a Cluster.



Obr. 13. Čelní panel programu pro hledání středů a analýzu polohy.



Obr. 14. Blokový diagram programu pro hledání středů a analýzu polohy.

Kromě jednoduché verze pro analýzu jednoho snímku byl Program pro hledání středů a analýzu polohy značkovacích terčů vytvořen i v modifikované verzi pro dávkové zpracování, určené k analýze celé série snímků, jdoucích za sebou. Po zadání cesty do adresáře program postupně prohledá a zanalyzuje všechny soubory a hodnoty zobrazí v podobě datových polí, která lze exportovat do systémové schránky nebo Excelu.

2.5.2. Analýza malých změn v obraze (interferenční metoda)

Pro malé změny pohybu (posunutí o méně než 5 mm) byla experimentálně použita interferenční metoda moaré interferometrie využívající generované skvrnitě vzory na upevněných terčících. Metoda následně vyhodnocuje pro jednotlivé stupně volnosti po sobě jdoucí obrazy skvrn (pseudo speckle), sčítá je metodou obrazové analýzy a provádí výpočet spektra součtového obrazu pomocí 2D Fourierovy transformace. Vzniklé spektrum je v podobě interferenčních proužků, kde vlasní pohyb sledovaných komponent je kolmý na vypočítané proužky spektra a jeho velikost odpovídá jejich počtu. Hlavní výhodou této metody je, že pro výpočet jsou využity všechny body (pixels) záznamu příslušného tečičku, což umožňuje použití levných kamer s menším rozlišením. Tato metoda je detailně popsána a byla publikována v časopise MethodsX [A10].

2.5.2.1. Speckle metoda dvojího záznamu

Pro měření malých změn deformací se v optické praxi používá interferenční speckle metoda dvojího záznamu, kde skvrnitě (speckle) vzory jsou tvořeny laserovým světlem. Vyhodnocení probíhá spojitě dvojím záznamem na filmový pás. Experimentální výsledky byly publikovány na konferenci ICAIM 2014 [A2].

2.5.2.2. Rychlá Fourierova transformace

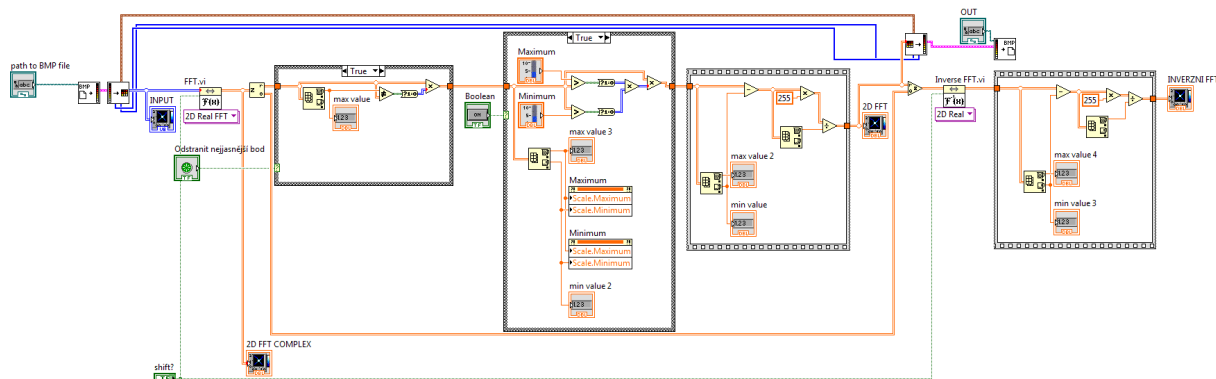
Obdobných výsledků vzniku interferenčních proužků získaných optickou (spojitou) cestou (kapitola 3.9.2.1) lze dosáhnout i výpočetně za pomoci dvoudimenzionální diskretní Fourierovy transformace (FT). Pro další postup budeme uvažovat její diskretní podobu (kapitola 2.2.4). FT přiřadí komplexní číslo každé dvojici bodů (u, v) a obráceně, FT $F(u, v)$ lze převést zpět na prostorový obraz $f(x, y)$ s rozlišením NM použitím vztahu (2):

$$f(x, y) = \sum_{u=0}^{N-1} \sum_{v=0}^{M-1} F(u, v) e^{j2\pi \left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M} \right)}. \quad (2)$$

V konečném prostoru můžeme Fourierovu transformaci vypočítat algoritmem zvaným rychlá Fourierova Transformace (FFT). Lze jej vyjádřit vztahem (3)

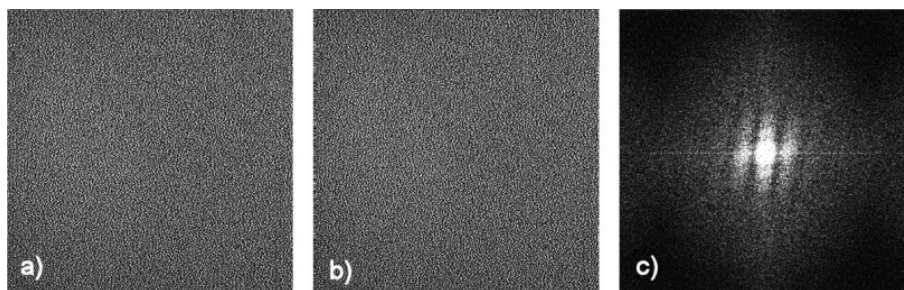
$$F(u, v) = \frac{1}{NM} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) e^{-j2\pi \left(\frac{ux}{N} + \frac{vy}{M} \right)}. \quad (3)$$

kde $N \times M$ je velikost obrazu $f(x, y)$. Odvozený výpočet byl naprogramován za pomoci vývojového prostředí NI LabView. Blokový diagram tohoto programu je znázorněn na obr. 15.

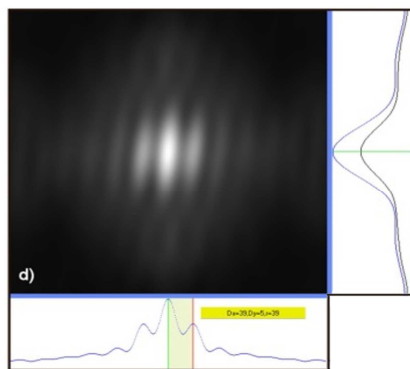


Obr. 15. Blokový diagram pro dopřednou FFT, filtraci a zpětnou FFT v NI LabVIEW.

Obr. 16. ukazuje digitální záznam posunutých dvou polí koherenční zrnitosti generovaných laserovým světlem a jejich digitálně vypočítaný Fourierův obraz. Obr. 17. pak ukazuje výsledný Fourierův obraz po digitální filtraci dolní propustí.



Obr. 16. a) Počítačový záznam pole koherenční zrnitosti tvořené laserovým světlem; b) Posunuté pole v ose x; c) Počítačový výpočet spektra digitálních záznamů polí (a+b) pomocí diskrétní FFT.



Obr. 17. Fourierův obraz (spektrum) po filtraci dolní propustí.

2.5.2.3. Simulace vzoru koherenční zrnitosti

Záznam vzorů koherenční zrnitosti (obr. 18) lze simulovat počítačovým generátorem náhodných čísel nebo i jinými zdroji šumu bez nutnosti použití koherentního světla. Hrubost zrna ve vzoru koherenční zrnitosti poté můžeme vyjádřit standardní odchylkou odvozenou od histogramu a kumulativního histogramu, kde střední hodnotu hrubosti vzoru M lze vypočítat vztahem:

$$M = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} i \cdot h(i) \quad (4)$$

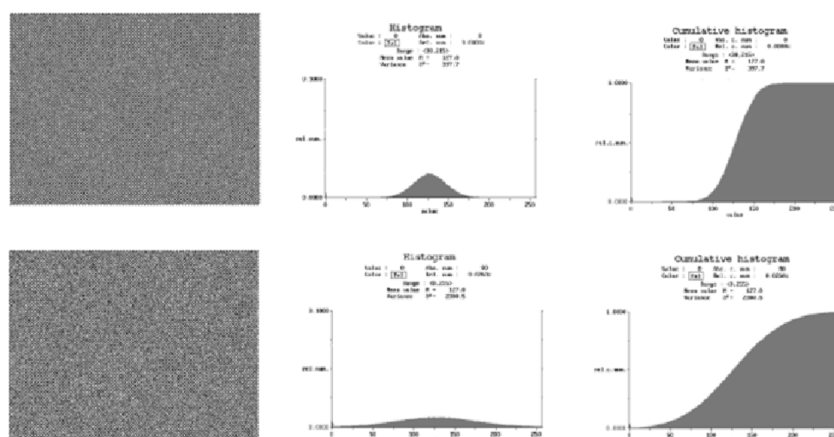
Odchylka S^2 – odchylka vzorku (změna odhad $D \approx$ odchylka) lze vypočítat vztahem:

$$S^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{255} (i-M)^2 \cdot h(i) \quad (5)$$

Standartní odchylka

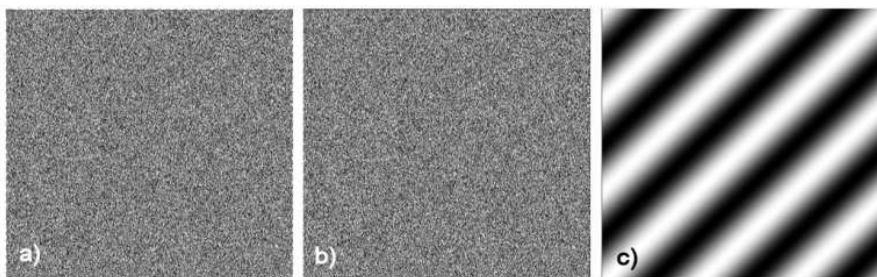
$$\sigma(x) = \sqrt{D(x)} \quad (6)$$

n udává počet všech pixelů v obraze a $h(i)$ absolutní frekvenci od třídy i . Bitová hloubka intenzity pixelu je 1B ($2^8 = 256$).



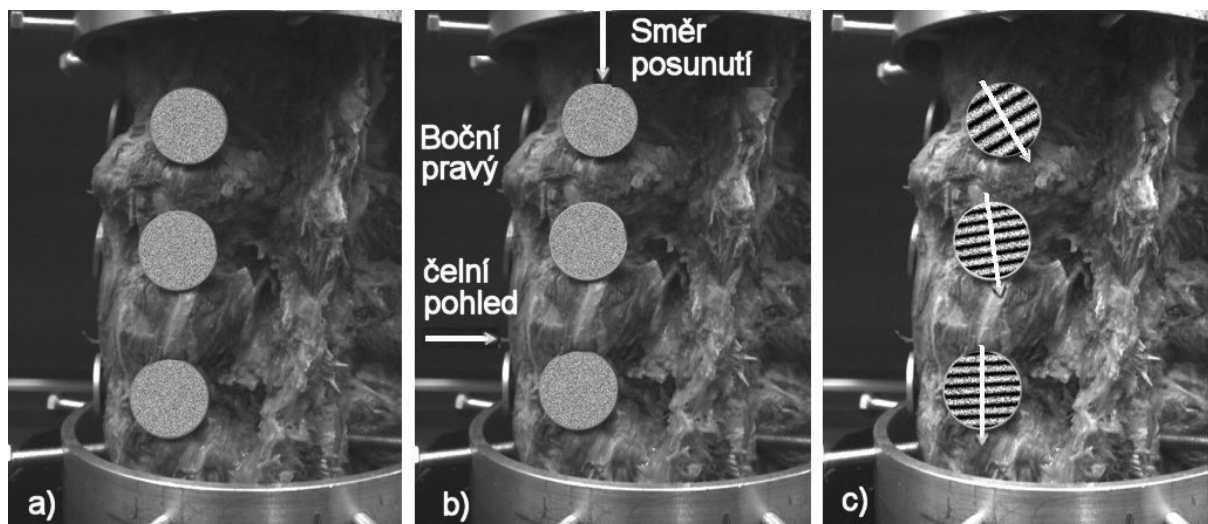
Obr. 18. Simulované vzory koherenční zrnitosti $M(\mu) = 127$, $\sigma = 20$ a $\sigma = 50$.

Na obr. 19. je zobrazen digitální záznam počítačem vygenerovaného pole simulující koherenční zrnitost, uhlopříčně posunuté pole v ose x a y a jejich součet a digitálně vypočítaný Fourierův obraz. Dolnofrekvenční filtrace není nutná.



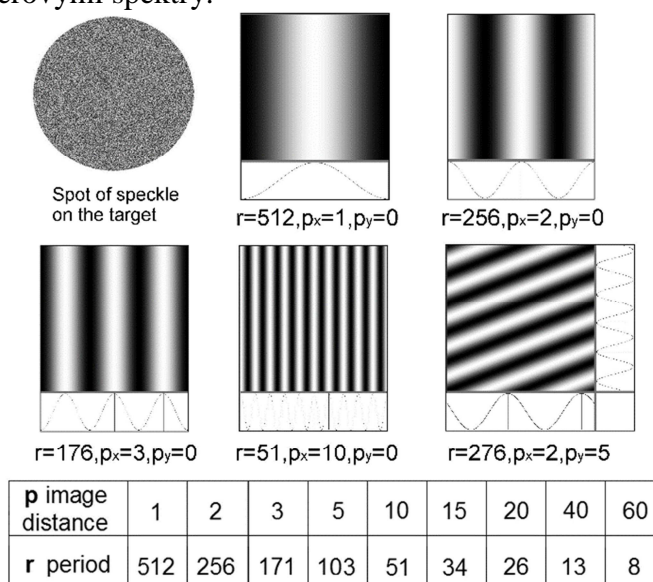
Obr. 19. Simulované pole koherenční zrnitosti; a) před posunutím; b) po posunutí; c) 2D Fourierovo spektrum součtu obrazů a+b.

Pro další postup jsou měřicí terčičky vzorku pokryty simulovanou koherentní zrnitostí a jsou, z důvodu možnosti prostorového zobrazení, upevněny ve dvou na sobě kolmých řadách na vzorek, kde jsou snímány dvěma CCD kamerami v krocích před a po posunutí vzorku. Výsledný součtový obraz skvrn (pseudo-speckle) příslušných po sobě dvou jdoucích kamerových záznamů terčičků, je vyhodnocen použitím digitální dvourozměrné rychlé Fourierovy transformace (2D FFT). Směrodatná odchylka generovaných vzorů byla experimentálně stanovena na $\sigma = 50$ za účelem optimálního využití rozlišitelnosti čipu použitých kamer. Získané Fourierovo spektrum plochy terčičků na obraze (20c) získané součtem jejich ploch na obraze obr. 20a + obr. 20b má tvar interferenčních proužků, kde pohyb je kolmý na interferenční proužky a velikost posunutí odpovídá příslušné prostorové frekvenci (hustotě proužků), resp. periodě.



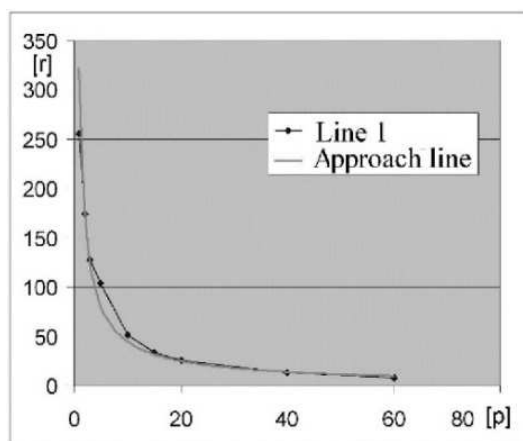
Obr. 20. a) Terče pokryté pseudo speckle vzory ($\sigma = 50$) připevněné ke vzorku páteře; b) Posunutí kruhových terčů; c) Vypočítaná Fourierova spektra polí terčů ze součtu dvou snímků při měření flexe vzorku.

Z účelem vyhodnocení získaných spekter byly experimentálně realizovány typické posuny terčů s jejich Fourierovými spektry.



Obr. 21. Ukázka simulovaného interferogramu a velikosti period. p_x a p_y je velikost posunutí v osách x a y , r je vzdálenost periody ekvivalentní k velikosti posunutí).

Na obr. 21 je znázorněna závislost změny periody r ve Fourierově spektru na vzdálenosti posunutí p v počtu pixelů v původním obraze. Hodnoty p a r jsou vyjádřeny v počtu pixelů.



Obr. 22. Závislost periody spektra r na velikosti posunutí obrazu p .

Z obr. 22 je patrné že vzdálenost posunutí obrazu p je nepřímo úměrná k periodě r ve Fourierově spektru. Křivku 1 na obr. 22 lze aproximovat hyperbolou 2. Matematický popis této hyperboly bude

$$p = \frac{c}{r} \quad (7)$$

kde proměnná c bude náhodná konstanta z rozsahu reálných čísel, kterou lze určit specifickým měřením z obr. 22 rovnicí (8)

$$c = p_0 \times r_0 = 5 \times 103 = 515. \quad (8)$$

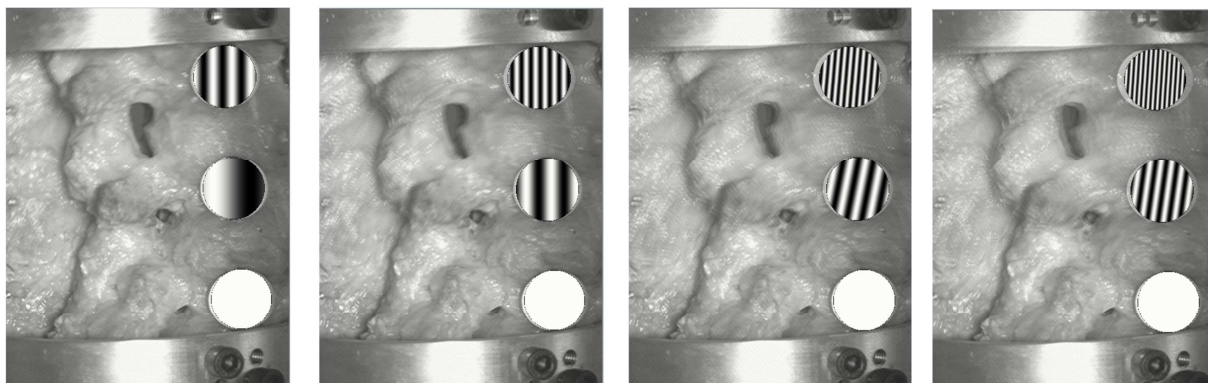
Přibližný vztah pro závislost pro změnu posunutí obrazu a změnu periody interferenčních pruhů ve Fourierově spektru pak bude

$$p = \frac{515}{r}. \quad (9)$$

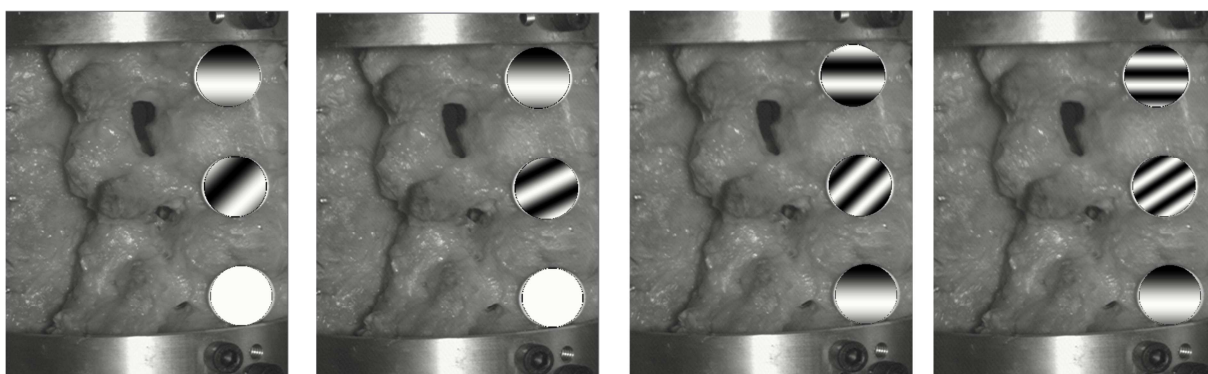
Pokud nyní budeme mít ve spektru periodu například $r = 128$, můžeme jednoduše ze vzorce (9) vypočítat, že velikost posunutí obrazu je $p = \frac{515}{128} = 4$ pixely.

2.5.2.4. Experimentální výsledky pseudo-speckle metody

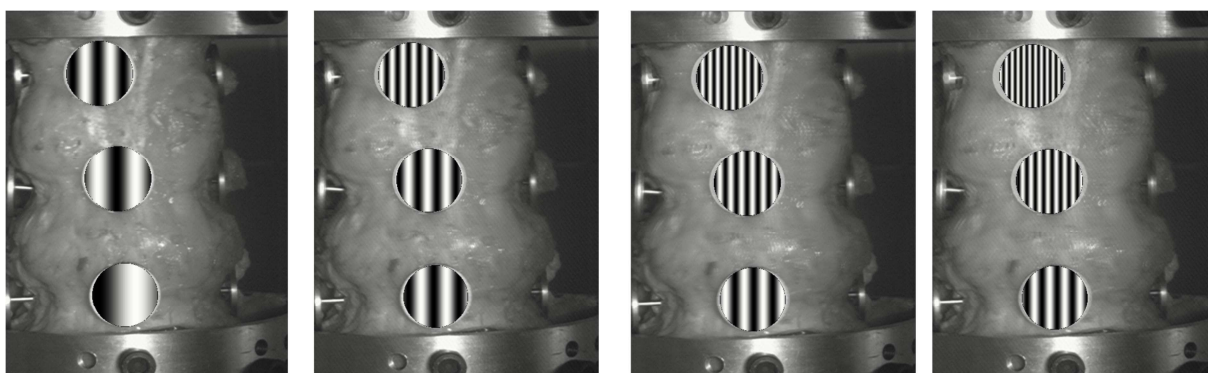
Měřicí terčíky použité pro snímání pohybu obratlů obsahují vzory, simulující šum (speckle). Páteř je během měření mezi jednotlivými posunutími zaznamenávána obrazovými soubory ze dvou CCD kamer, které jsou ukládány do paměti počítače. Pokud chceme zjistit velikost posunutí, otevřeme dva snímky z téže sady (před posunutím a po posunutí), provedeme jejich obrazový součet ploch terčíků a vykreslíme spektrum pomocí 2D FFT transformace. Ze získaného spektra můžeme následně určit velikost a směr posunutí. Výsledky jsou patrné na obr. 23 – 25 dle vyhodnocení příslušných směrů namáhání.



Obr. 23. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání ohybem.



Obr. 24. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání tlakem.



Obr. 25. Měření posunutí obratlů L2, L3 a L4 při namáhání torzí.

Interferenční pruhy uvnitř terčů vizualizují posunutí jednotlivých obratlů během měření. K přesnému výpočtu lze použít vzorec (9). Hlavní výhodou této experimentální měřicí metody oproti prostému měření souřadnic bodu v obraze spočívá ve schopnosti vizualizovat a detekovat i drobná posunutí menší než 1 pixel za pomoci levných kamer s nižším rozlišením.

3. Aplikace zařízení BS-II v praxi - Vyhodnocení implantace implantátu LUMIR XLIF CAGE na kadaverózním lidském vzorku.

Funkčnost měřicího systému BS-II byla experimentálně ověřena měřením kadaverózního vzorku lumbární části lidské páteře. Vzorek páteře byl nejdříve měřen v intaktním stavu, tzn. bez implantátu. Následně byla provedena chirurgická operace, spočívající v náhradě části meziobratlové ploténky mezi obratli L3 a L4 implantátem LUMIR XLIF CAGE a tentýž vzorek, nyní již s implantátem, byl měřen znovu. Ve finální části byly výsledky obou měření vyhodnoceny a porovnány.

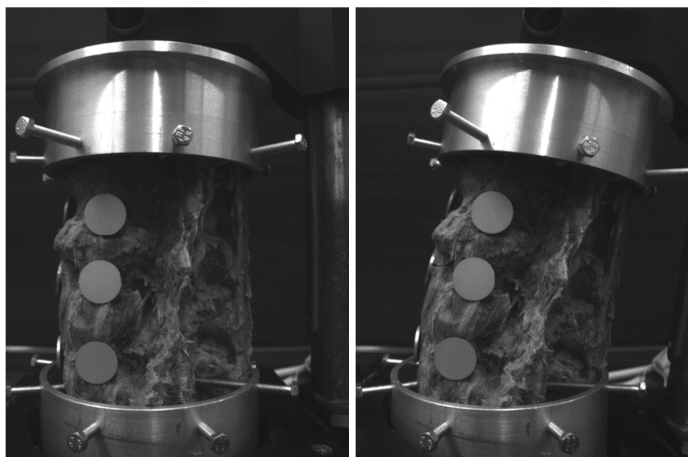
3.1. Příprava experimentu - Upevnění vzorku

Před měřením byl vzorek uchycen do upevňovacích misek stroje. Obratle L2, L3 a L4 byly navrtány a do vzniklých otvorů byly osazeny značkovací terčíky s příslušnými vzory simulující speckle obrazy, určené pro přesné vyhodnocení polohy obratlů. Postup montáže je znázorněn na obr. 26.



Obr. 26. Montáž měřeného vzorku do cartridge stroje a instalace značek pro snímání polohy.

Po uchycení vzorku do stroje bylo provedeno měření ve všech osách, vždy po 10 odečtech od nulové polohy na každou stranu. Mezi jednotlivými odečty jsme popojížděli v případě měření na osách X a Y o 400 kroků, v případě měření torze o 350 kroků a při měření tlaku o 40 kroků tak, aby během měření nedošlo k najetí na koncový spínač a aktivaci ochrany stroje. Na obr. 27 jsou pro ilustraci zobrazeny fotografie pořízené kamerami stroje během měření.



Obr. 27. Fotografie, pořízené kamerami stroje během měření. Vlevo vzorek v nulové poloze, vpravo v maximálním náklonu v ose x o 4000 kroků (extenze).

3.2 Implantát

Po úvodním měření byla na vzorku páteře provedena operace, spočívající v implantaci meziobratlového implantátu LUMIR XLIF CAGE, zobrazeném na obr. 28.



Obr. 28. Implantát LUMIR XLIF CAGE.

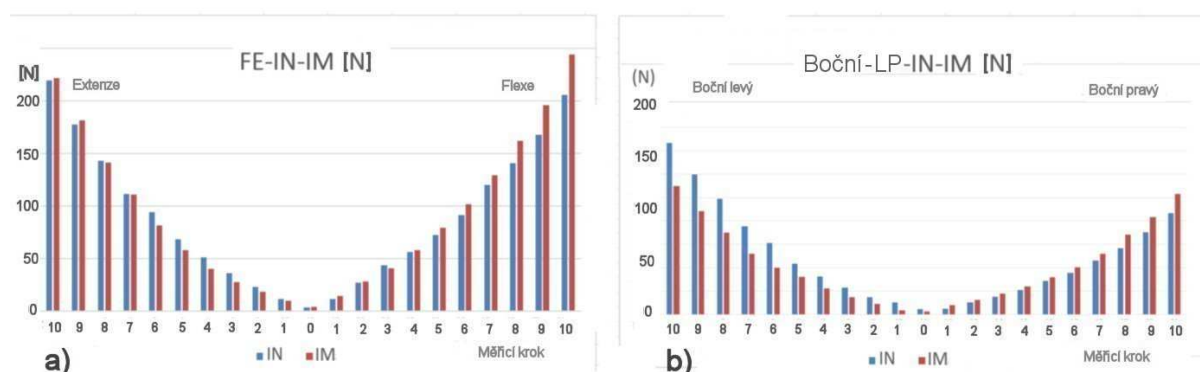
Implantát LUMIR XLIF CAGE vyvinul primář olomoucké neurochirurgie prof. Lumír Hrabálek a úspěšně jej uvedl do operační praxe v roce 2017 [6-10]. Je vyroben ze slitiny titanu, aluminia a vanadu, což je obecně používaný a osvědčený biokompatibilní materiál. Implantát je vybaven mechanismem, díky kterému je schopen se přizpůsobit konkrétní velikosti meziobratlového prostoru. Jeho součástí je integrovaná dlaha, která se přišroubuje k sousedním obratlům, čímž se stabilita náhrady zvýší. Implantát se zavádí za pomoci operační metody XLIF (Extreme Lateral Interbody Fusion), využívající extrémně boční přístup, při kterém se lékaři vyhnou orgánům v břišní dutině i velkým cévám. Kožní řez nepřesahuje délku šesti centimetrů. Vzorek páteře s voperovaným implantátem je znázorněn na obr. 29. Po provedení operace bylo opět provedeno měření ve všech osách.



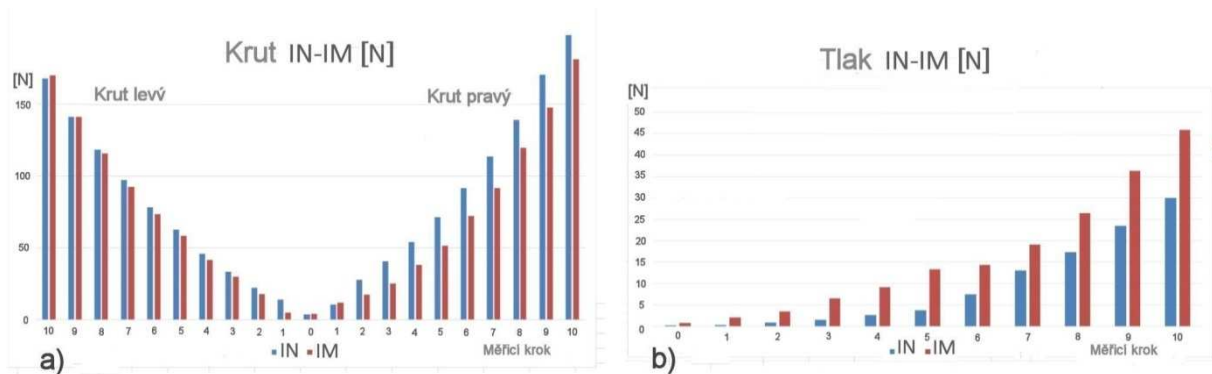
Obr. 29. Vzorek měřené páteře s implantátem LUMIR XLIF CAGE.

3.3 Vyhodnocení implantace a porovnání výsledků

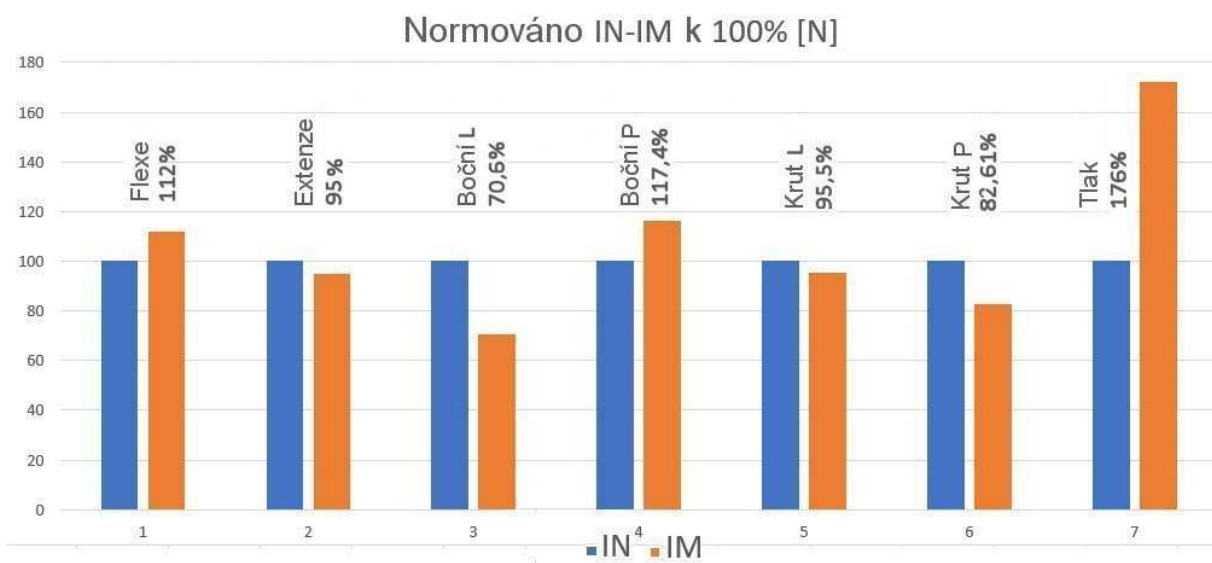
Výsledky silových měření před implantací a po implantaci implantátu LUMIR XLIF CAGE jsou porovnány v grafech na obr. 30 a 31. Intaktní vzorek je zobrazen modře, vzorek s implantátem červeně. Síly, nutné pro ohyb vzorku do krajních poloh jednotlivých os pak procentuálně porovnává diagram na obr. 32. Intaktní vzorek je zde zobrazen modře, vzorek s implantátem oranžově. Z výsledků je patrná změna velikosti síly, kterou musí stroj působit na vzorek pro jeho ohnutí v jednotlivých směrech. Tato změna síly je nejvýraznější při namáhání vzorku tlakem, kdy se nám po nahrazení původní měkké meziobratlové ploténky tvrdým implantátem z chirurgické slitiny titanu, aluminia a vanadu zvýšila síla potřebná pro stlačení vzorku o 76%, jak je viditelné na obr. 31b a obr. 32 zcela vpravo. Zajímavé je také porovnání změn síly potřebné pro vykonání levostranného a pravostranného ohybu (obr. 30b) kdy nám síla potřebná pro levostranný ohyb poklesla, zatímco síla potřebná pro pravostranný ohyb narostla. Tento rozdíl sil při laterálních ohybech je způsoben jednostranným přišroubováním integrované dlahy.



Obr. 30. Porovnání vzorku před implantací a po implantaci při namáhání ohybem a) dopředu a dozadu, b) levý a pravý ohyb.



Obr. 31. Porovnání vzorku před implantací a po implantaci při namáhání a) torzí (kрут), b) tlakem.

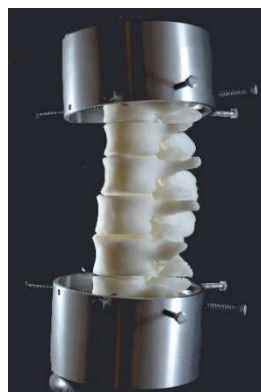


Obr. 32. Procentuální porovnání síly potřebné pro ohyb vzorku do krajní polohy v jednotlivých osách před implantací (modře) a po implantaci (oranžově) implantátu LUMIR XLIF CAGE.

4. Závěr a perspektiva

Nově vyvinutý měřicí systém druhé generace BS-II pro měření biomechanických parametrů kadaverózních vzorků lidské páteře byl úspěšně otestován měřením kadaverózního vzorku lidské páteře s implantátem LUMIR XLIF CAGE. Systém umožňuje automatizované měření ve všech osách (x, y, tlak, torze) bez nutnosti ručně pootáčet vzorek. Mechanická síla na vzorek je měřena čtyřmi tenzometry, vetknutými v jednotlivých osách. Poloha jednotlivých obratlů měřeného vzorku je snímána dvěma na sebe kolmými CCD kamerami. Obraz z těchto kamer je následně vyhodnocován interferenční metodou pro malé změny (posuny < 5 mm) a souřadnicovou metodou pro velké změny (posun >5 mm).

V současné době se pomocí uvedeného biomechanického zařízení provádí vyhodnocení stabilizačních metod na vzorcích páteře, které byly vyrobeny 3D tiskem z dat získaných metodami výpočetní tomografie (CT - Computer Tomography) a magnetické rezonance (MRI - Magnetic Resonance Imaging). Vzorky páteře, vyrobené 3D tiskem, jsou znázorněny na obr. 33.



Obr. 33 a) Model lumbální části páteře vyrobený technikou 3D tisku. b) Model upravený do podoby cartridge pro měření v zařízení BS-II.

Výsledky práce byly publikovány v autorských publikacích [A1, A2, A8 a A10]. Měřicí zařízení bylo vyvinuto za podpory projektů AFNet CZ.1.07/2.4.00/17.0014, IGA_PrF_2019_002 a Proof of Concept UP PoC_0802, 909710012/90.

Použitá literatura¹

1. Manohar M. Panjabi: The stabilizing System of the Spine. Part II. Neutral Zone and Instability Hypothesis. *Journal of Spinal Disorders* Vol.5, No4, pp **390-397**. 1992 Raven Press, Ltd., New York.
2. Brodke D., S., Dick J.C., Kunz D.N., 1997. Posterior Lumbar Interbody Fusion. *SPINE* V.22, N.1, 26.
3. Deduchi, M., Chang, B.C., Sato, K., 1998. Biomechanical Evaluation of Translaminar Facet Joint Fixation. *SPINE* V.23, N.12, 1307.
4. Bartoněk, L., Kepřt, J., Charamza, J., Hrabálek, L., 2003. Utilization of speckle techniques at measurements of biomechanical characteristics of cadaverous human lumbar spine samples after application of various surgical fixation methods. *Proc. SPIE* 5143, **262-269**.
5. Bartoněk, L., Kepřt, J., Charamza, J., Hrabálek, L., 2004. Computer aided measurement of biomechanical characteristic of cadaverous lumbar spines. *Central European Journal of Physics*, CEJP 2(3), **504-510**.
6. Fritscher, Adam., 2018. *Olomoucký deník*. Unikátní olomoucký patent rychle vrací život "porouchaným" zádům. [online]
<https://www.denik.cz/zdravi/unikatni-patent-olomouckeho-neurochirurga-rychle-vraci-zivot-porouchanym-zadum-20180201.html>
7. Havrlant, Egon., 2018. *Komunikace a marketing Fakultní nemocnice Olomouc* [online].
<http://marketing.fnol.cz/novinky/olomoucky-neurochirurg-vyvinul-unikatni-meziobratlovy-implantat/>.
8. Mazochová, Velená., Havrlant, Egon., 2017, *Journal UP Olomouc* [online]. ISSN 1805-6865.
<https://www.zurnal.upol.cz/nc/zprava/clanek/neurochirurg-lumir-hrabalek-vyvinul-unikatni-meziobratlovy-implantat-do-operacni-praxe-jej-zavede-j/>
9. Mazochová, Velená, 2017. *Novinky.cz*, Univerzita Palackého. [online].
<https://www.novinky.cz/veda-skoly/442547-olomoucky-neurochirurg-vyvinul-novy-meziobratlovy-implantat.html>
10. Perina, Luděk., 2018. *Zprávy CTK 24*. V Olomouci vkládají do páteře unikátní implantát. Přizpůsobí se velikosti meziobratlového prostoru [online].
<http://www.ceskatelevize.cz/ct24/regiony/2380066-v-olomouci-vkladaji-do-patere-unikatni-implantat-prizpusobi-se-velikosti>.
11. Václav Hlaváč. *Matematická morfologie - učební text. České vysoké učení technické v Praze*. [online]
<http://people.ciirc.cvut.cz/~hlavac/TeachPresCz/11DigZprObr/71-3MatMorpholBinCz.pdf>
12. Stránky společnosti National Instruments: www.ni.com
13. LabVIEW [online] <https://www.ni.com/en-us/shop/labview.html>
14. J. Vlach: Začínáme s LabVIEW
15. J. Pechoušek: Základy programování v LabVIEW
16. CompactRIO [online] <http://www.ni.com/content/ni/locales/cs-cz/shop/compactrio.html>
17. Nabídka krokových motorů společnosti Microcon [online] www.microcon.cz
18. Sensocar, výrobce tenzometrů [online] www.sensocar.com
19. Test certificate. First addition to number E-97-02.C05. Load Cell Sensocar type BL. [online]

¹ Autorské publikace, číslované jako [A1] až [A10] jsou uvedeny na začátku práce.

- [https://www.sensocar.com/images/stories/virtuemart/product/CE%20Test%20Certificate%20BL%20\(ADD1\)_EN.pdf](https://www.sensocar.com/images/stories/virtuemart/product/CE%20Test%20Certificate%20BL%20(ADD1)_EN.pdf)
20. CompactRio šasi NI9148 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/375519c.pdf>
 21. Budič krokového motoru NI9105 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/375479f.pdf>
 22. Modul digitálních vstupů NI9425 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/373782j.pdf>
 23. A/D převodník NI9217 [online] <https://www.ni.com/pdf/manuals/374187f.pdf>
 24. Allied Technology, Vision Marlin F131B [online]
<https://www.alliedvision.com/en/support/technical-documentation/marlin-documentation.html>
 25. Manuál ke kamerám Smartekvision [online]
<http://www.rocketech.cc/doc/smartek/Giganetix%20Standard%20Series.pdf>
 26. Společná Laboratoř Optiky [online] jointlab.upol.cz
 27. Španěl, M., and Beran, V., 2006. VUT Brno Information Technology Faculty Computer Graphics and Multimedia Systems. Image segmentation techniques [online]. Available from <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>.
 28. Návod k funkci NI IMAQ Particle Analysis Report [online]
https://zone.ni.com/reference/en-XX/help/370281AG-01/imaqvision/imaq_particle_analysis_report/