



evropský  
sociální  
fond v ČR



EVROPSKÁ UNIE



MINISTERSTVO ŠKOLSTVÍ,  
MLÁDEŽE A TĚLOVÝCHOVY



OP Vzdělávání  
pro konkurenceschopnost

INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ

*Prohloubení odborné spolupráce a propojení ústavů lékařské biofyziky  
na lékařských fakultách v České republice  
CZ.1.07/2.4.00/17.0058*

**Co by mohl (budoucí) lékař vědět o  
materiálech tkáňových výztuží či náhrad**

**20. března 2012**

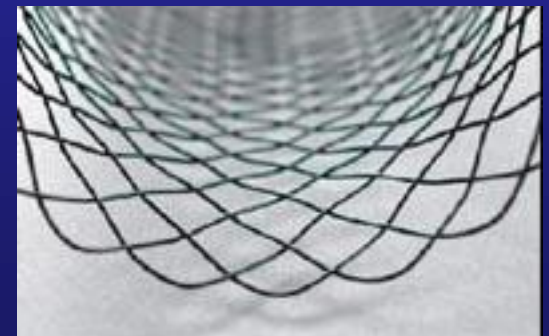
# Měření fyzikálních vlastností Nitinolu

**Aleš Bezrouk, Jiří Záhora, Josef Hanuš**

- Mechanika NiTi stentu
- Nedestruktivní testování NiTi stentu
- Mechanika ortodontických NiTi pružinek
- Aplikace ortodontických NiTi pružinek

# Stent - parametry

- Nitinolový spirální stent
  - Typ SX ELLA STENT firmy ELLA - CS
  - Samoexpandibilní s atraumatickými konci
  - Délka 72 mm
  - Průměr 14 mm
  - Stoupání 29 mm
  - Průměr drátu 0,18 mm
  - Počet ramen 24
  
- Uchycení
  - Stent byl uchycen na obou koncích ve speciálním přípravku pod 6-ti koncovými ohyby



# Nitinolový spirální stent



- Mechanické vlastnosti
  - Vyplyvají ze stavby (geometrická struktura) a materiálu ( $E$ ,  $\mu$ ) stentu
- Geometrie
  - Struktura protiběžných pružin na konci k sobě chycených, což zabraňuje jejich rozvíjení
  - Vzájemná závislost délky a průměru stentu

- $D$  ...průměr stentu  
 $L$  ...délka stentu  
 $l$  ...délka závitů stentu  
 $q$  ...poměr délky stentu k stoupání stentu

$$D = \frac{\sqrt{l^2 - \left(\frac{L}{q}\right)^2}}{\pi}$$

# Vztah síly a změny geometrie (deformace) stentu

- Předpoklady - teorie
  - Dva možné postupy
    - Přibližný model

$$F = k_{(E, \Phi_i^0)} \cdot \Delta L$$

- Přesný model

$$F = f(E, \Phi_i)$$

$F$  ...síla

$k$  ...tuhost pružiny

$E$  ...Youngův modul pružnosti

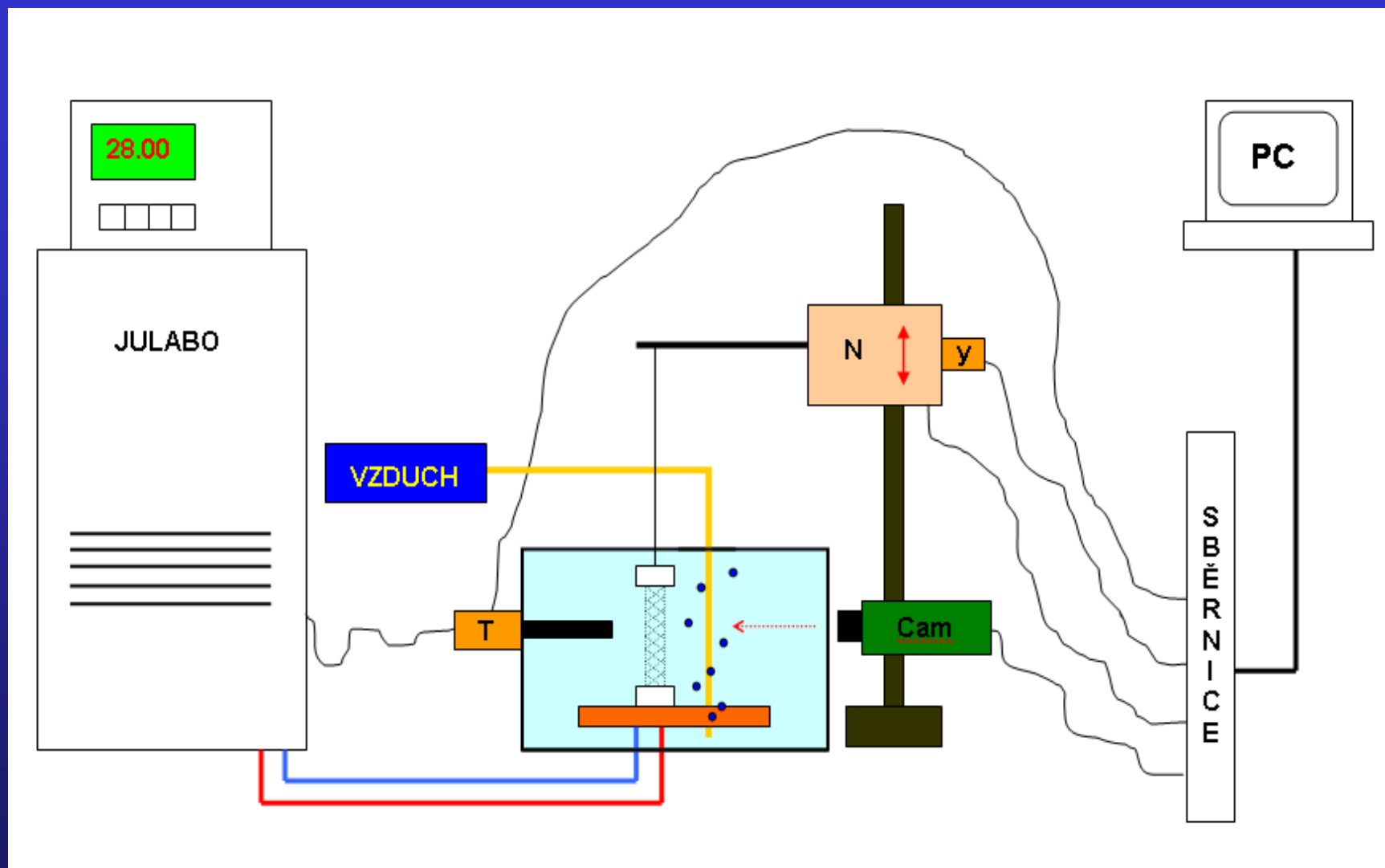
$\Phi$  ...geometrické parametry stentu

$\Delta L$  ...prodloužení stentu

# Měření

- Přibližný model
  - Jednoduché zpracování v programu Excel
  - První přiblížení
  - Ověřený, běžně používaný
  - Zanedbání vlastní deformace materiálu
- Měřicí systém ISES
  - měřicí karta National Instruments
  - siloměr
  - Měřič polohy
  - Kamera TOPICA
- Termostat JULABO
- Rovnoměrné osvětlení FOMEI
- Termostatická lázeň vlastní konstrukce
- Měřicí přípravky vlastní konstrukce

# Měřicí aparatura - schema

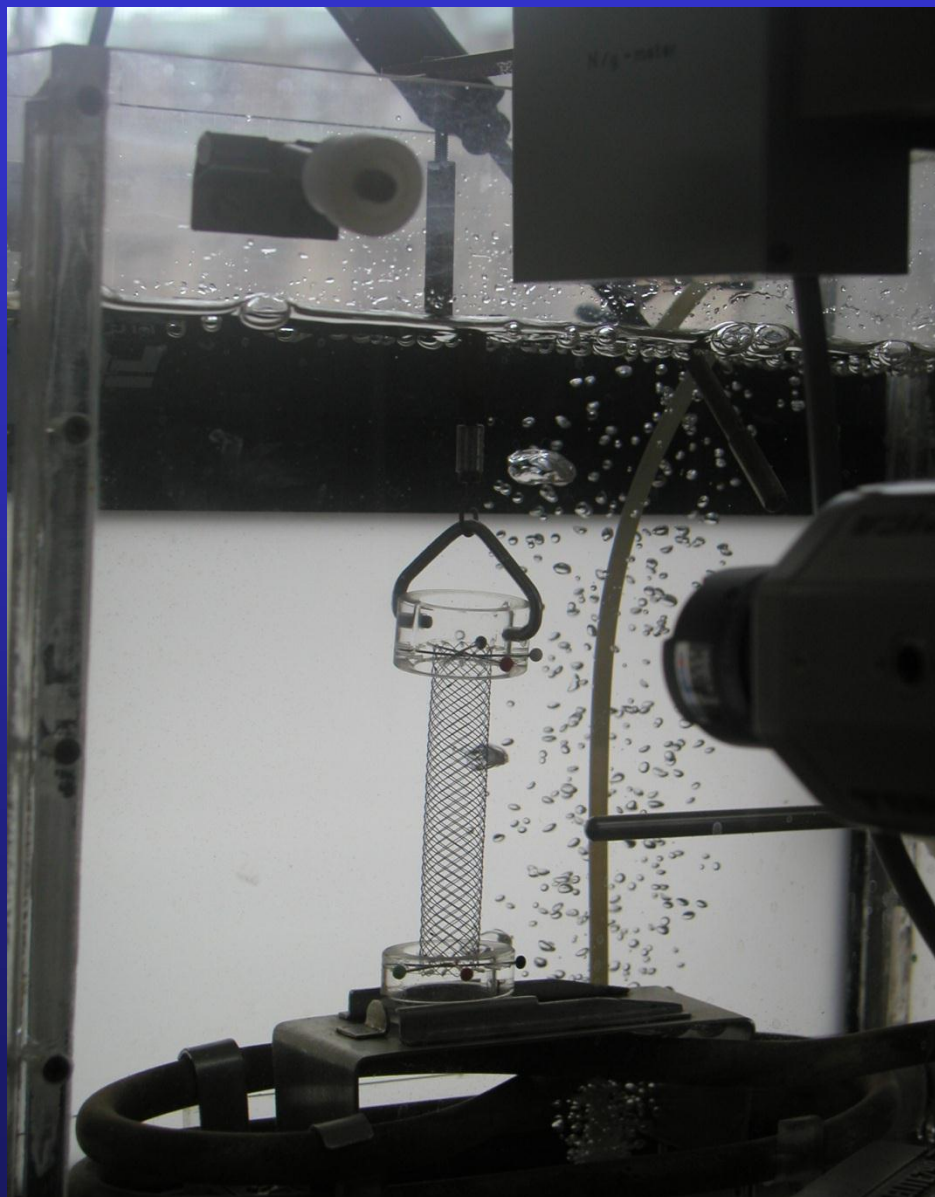




# Měřicí aparatura - celek

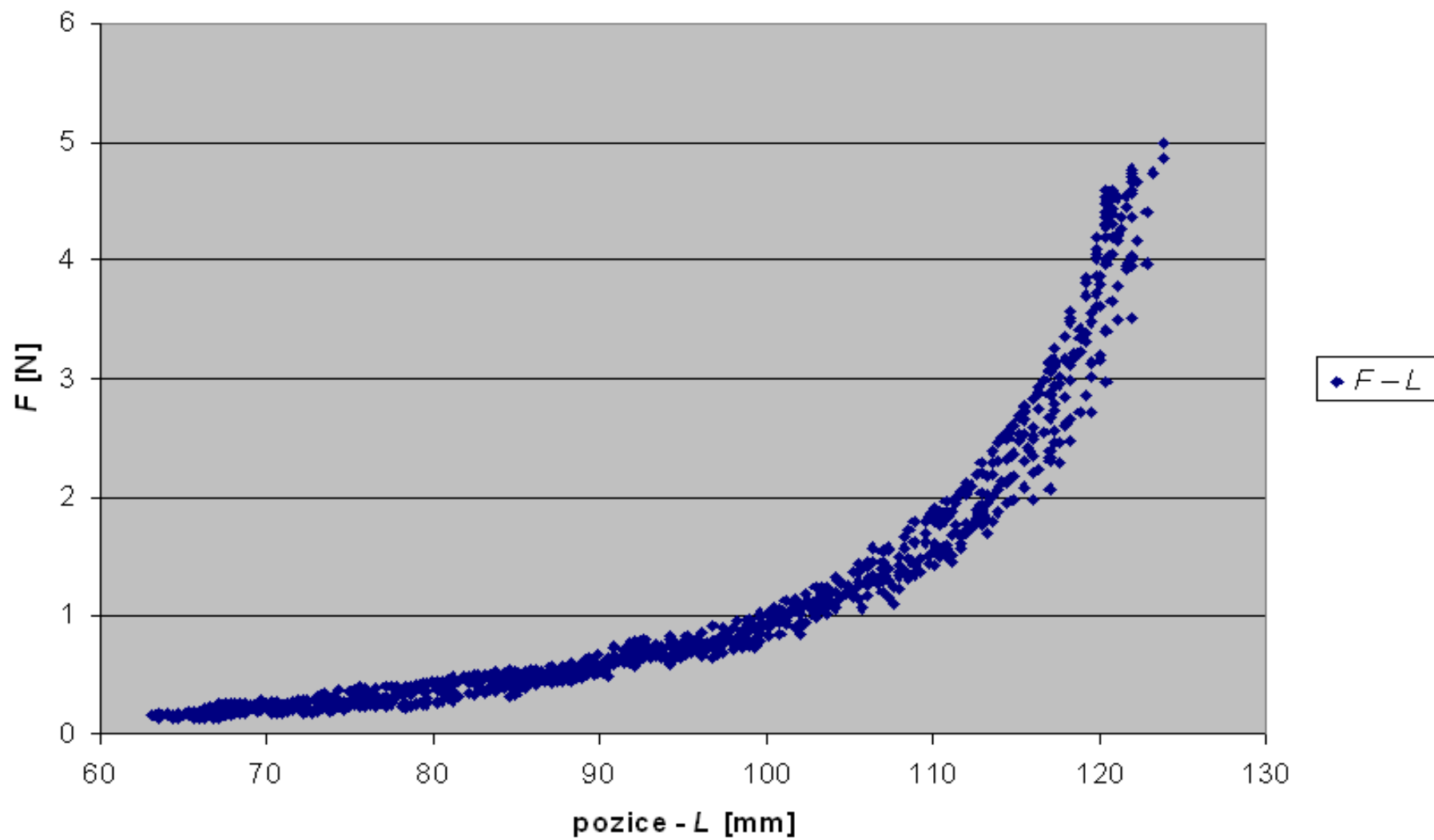


# Měřicí aparatura – detail lázně



# DATA - „syrová“

40 °C

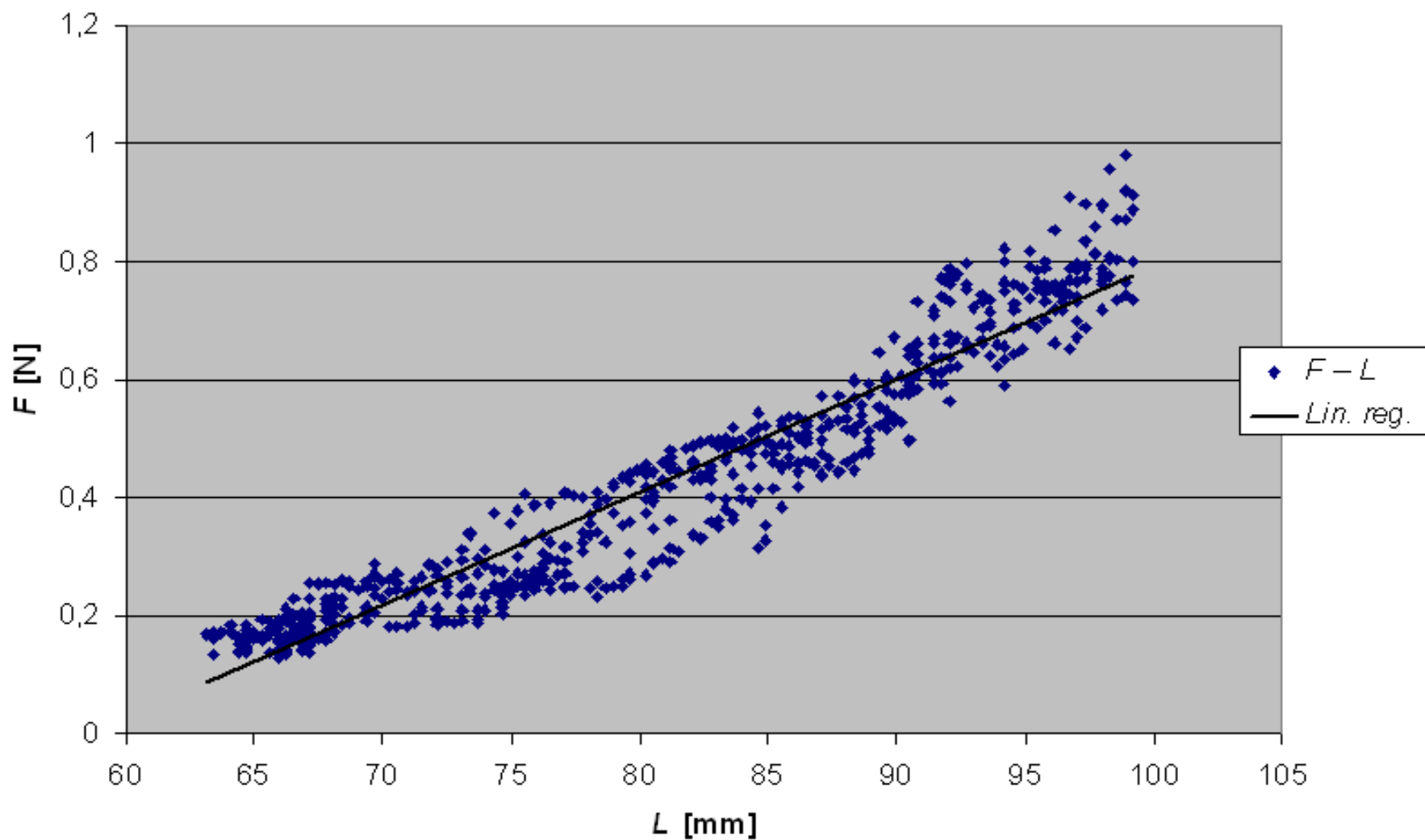


# DATA – výběr úseku – lineární regrese $F/L$

40 °C -- 99.5 mm

$$y = 0,019x - 1,120$$

$$R^2 = 0,920$$



# DATA – vyhodnocení - TAB

teplota [°C]	$k$ [mN/mm]	střední chyba	$R^2$	$k_R$ [mN/%]	střední chyba	$R^2$
15,00	4,893	0,172	0,629	9,052	0,194	0,812
16,00	6,626	0,229	0,613	9,626	0,126	0,904
17,00	7,276	0,161	0,785	10,176	0,125	0,904
18,00	8,266	0,145	0,832	10,748	0,108	0,924
19,00	9,152	0,142	0,868	11,608	0,128	0,912
20,00	10,547	0,183	0,829	13,023	0,136	0,917
21,00	12,043	0,166	0,894	14,679	0,098	0,966
22,00	13,338	0,155	0,914	17,233	0,125	0,956
25,00	17,443	0,189	0,932	23,281	0,140	0,971
28,00	19,086	0,245	0,896	27,802	0,160	0,971
31,00	19,165	0,252	0,904	28,342	0,175	0,970
34,00	19,144	0,267	0,904	28,296	0,187	0,966
37,00	19,153	0,274	0,889	28,365	0,207	0,960
40,00	19,061	0,225	0,919	28,514	0,199	0,964
43,00	19,150	0,226	0,920	28,276	0,182	0,970
45,00	19,163	0,234	0,932	28,426	0,146	0,980

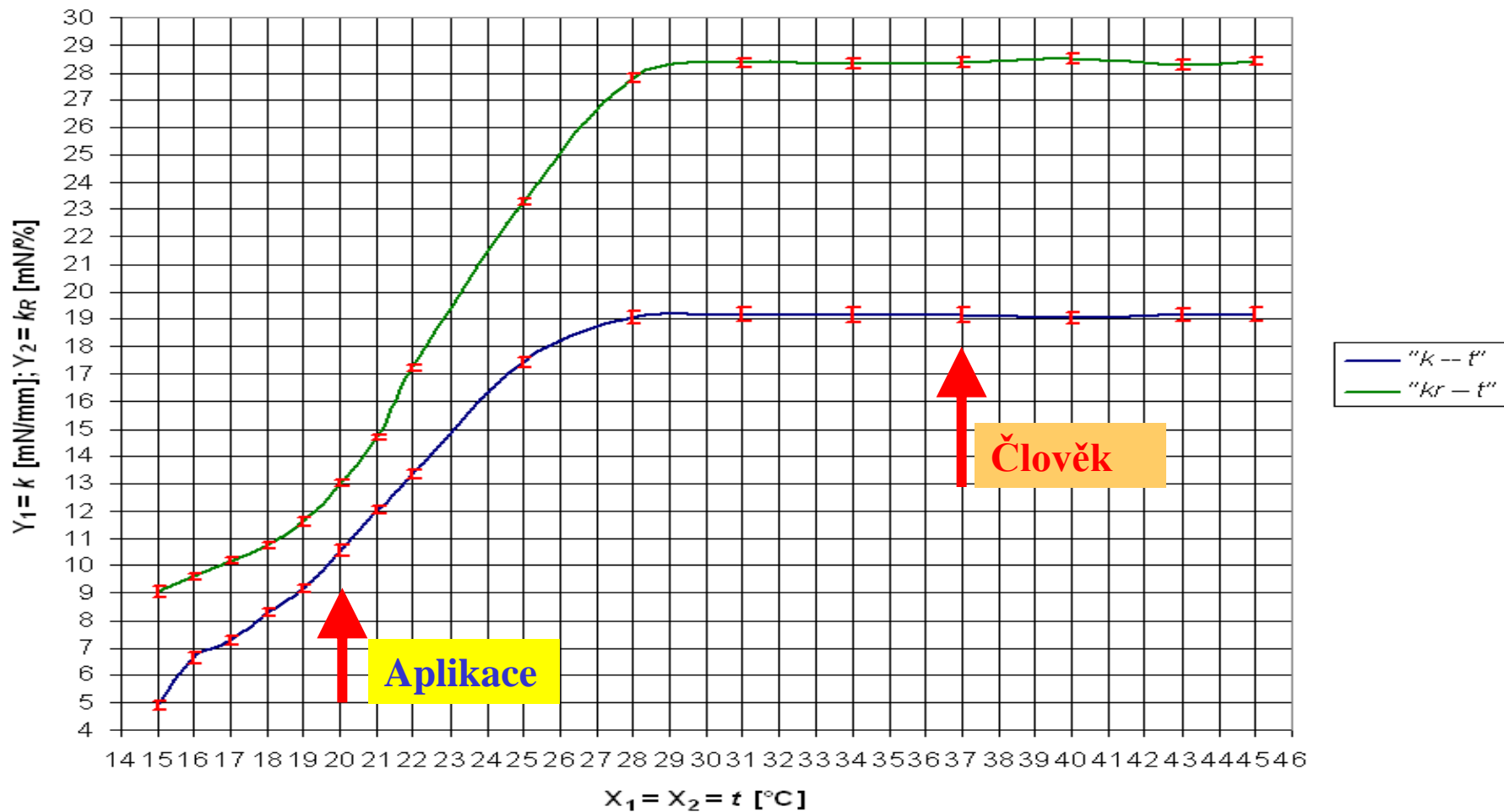
- Porovnání

- 1000 měření pro každou teplotu a každou metodu
- Vzrůst tuhosti ~ při změně teploty z 15 °C na 45 °C je přibližně 3x
- Velká nepřesnost pro nízké teploty (15, 17) °C zvláště u závislosti  $F -- L$  způsobená deformací tvarů stentu přílišným „změknutím“ a neschopností vrátit se plně do původního tvaru
- „Maximální“ tuhosti stentu dosaženo při teplotách nad 30 °C

# DATA – vyhodnocení - Graf

- Graf s vynesnými hodnotami středních chyb aritmetických průměrů

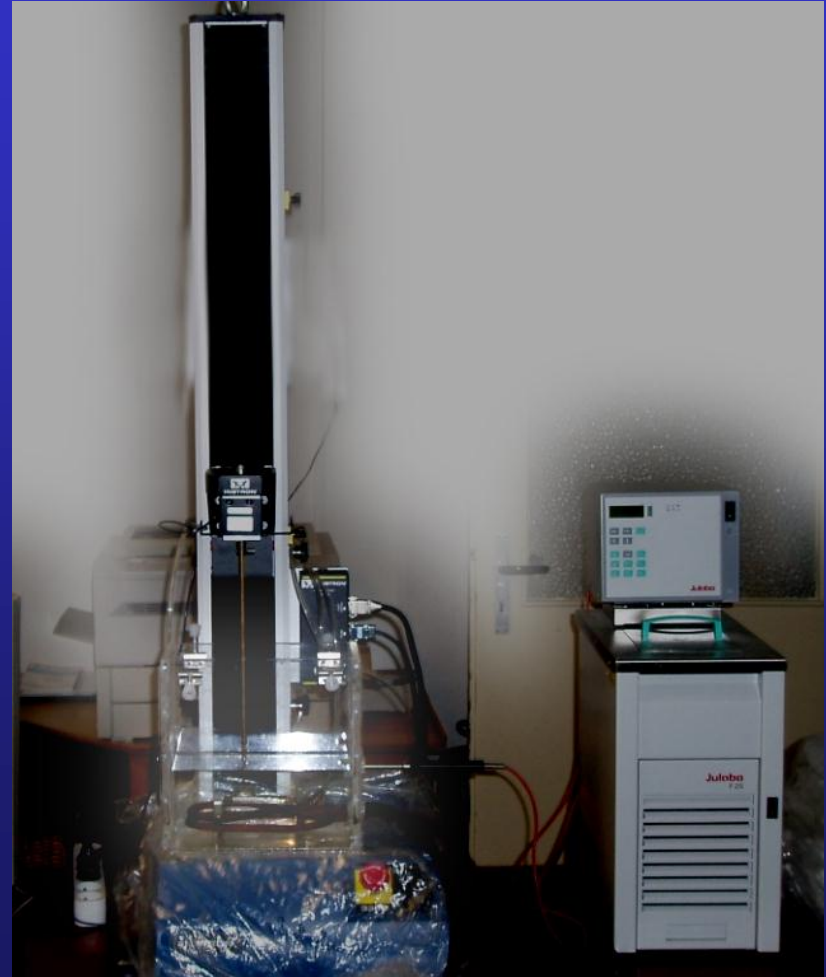
Dependence of the rigidity of the stent on measured temperature





# Měření

- **Měřicí systém  
INSTRON 3343**
- **Termostát  
JULABO**
- **Termostatická  
lázeň vlastní  
konstrukce**



# Přesný model

- Výhody

- Přesná predikce chování stentu (předpoklad u našeho modelu)
- Jednoznačný vztah mezi silou axiální  $F_A$  (měřená) a silou radiální  $F_R$

$$F_R = f(F_A)$$

- Tento vztah nezávisí na použitém materiálu a tudíž ani na teplotě

$$\frac{dF_R}{dT} = \frac{df(F_A)}{dT} = 0$$

- Vzájemné vyjádření parametrů

- Analytickou metodou nejmenších čtverců zjištěné  $E$   
pro 40 °C (60,36 GPa), pro 45 °C (62,69 GPa)
- Odpovídá předpokladu z předchozích měření --  $E = 60$  GPa

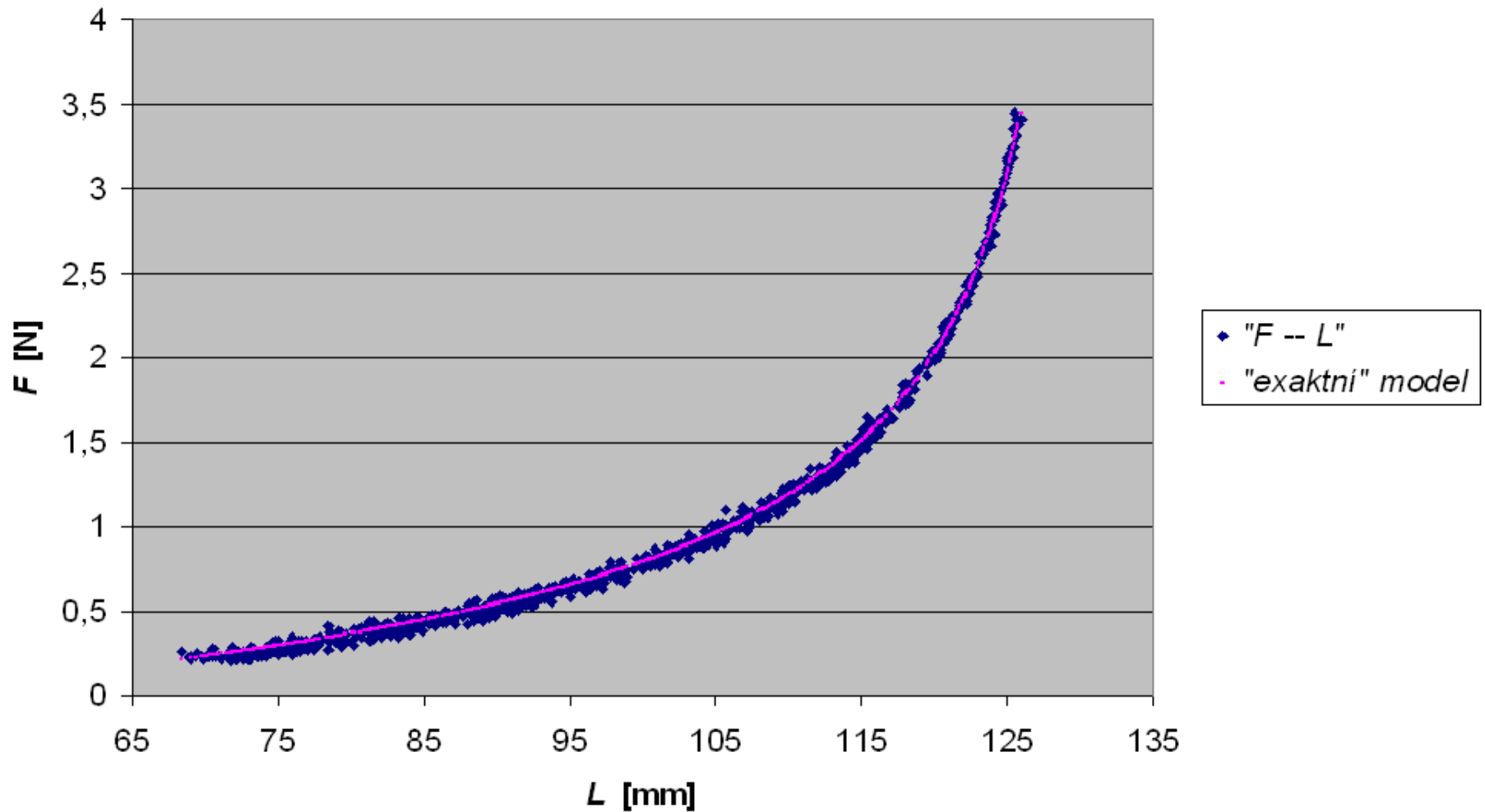
- Nevýhody

- Není plně ověřeno
- V případě složitější stavby stentu nutný přesný popis všech geometrických prvků
- Složitý matematický vztah

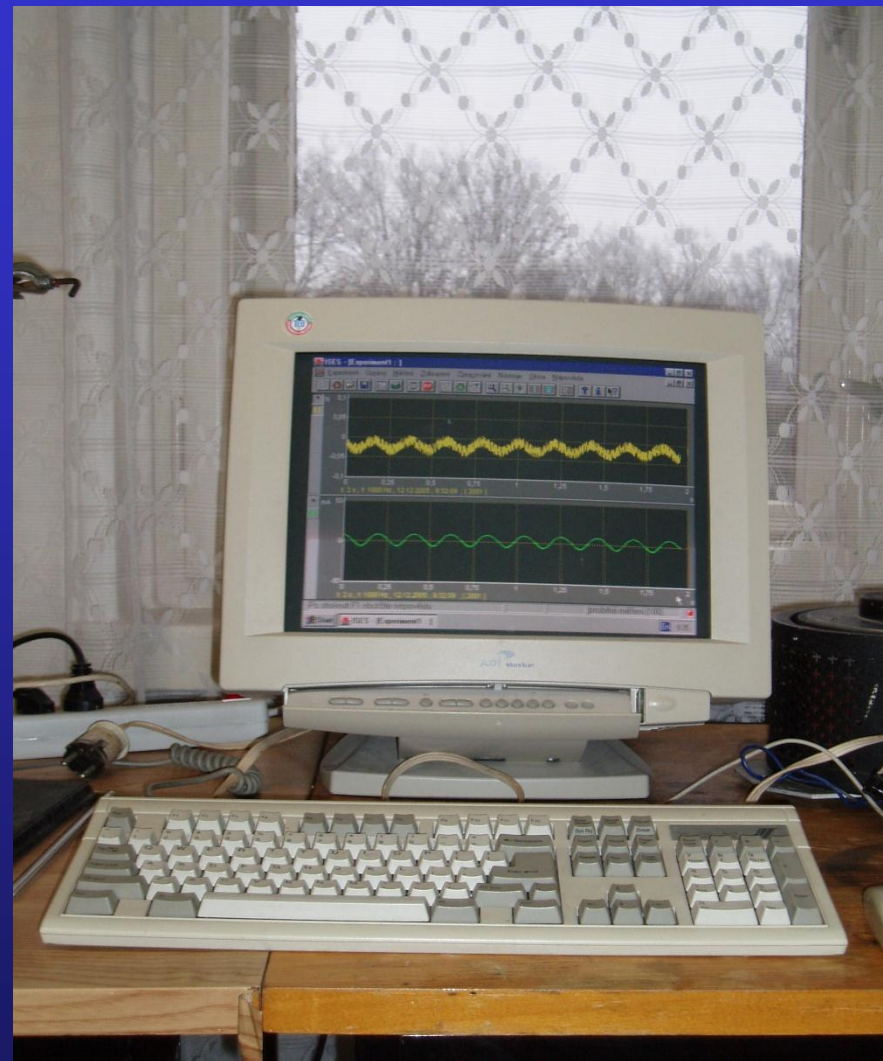


# Přesná metoda – 45 °C

přepočtená data z "F -- D" závislosti na "F -- L" závislost  
45 °C



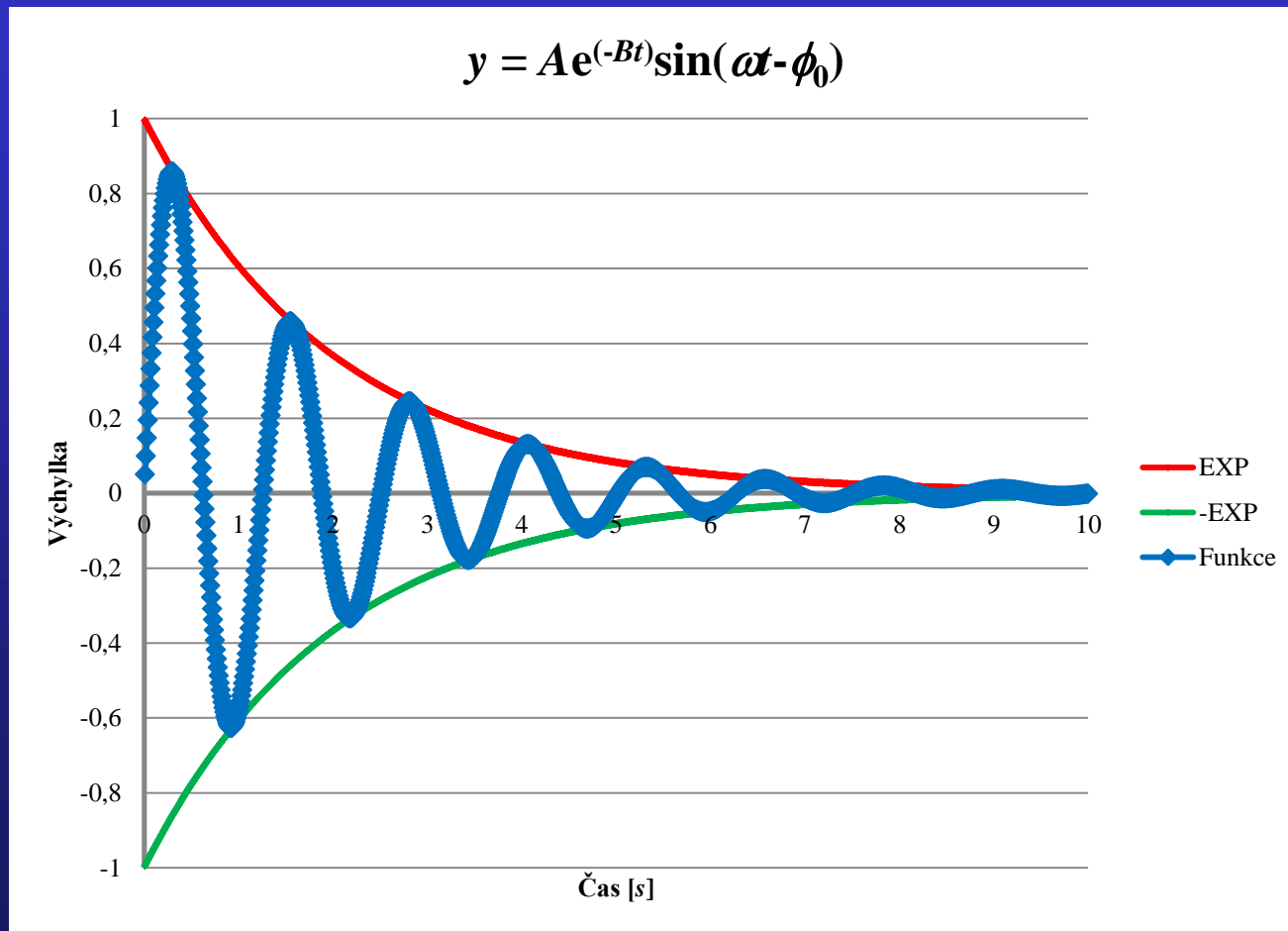
# Metoda měření rezonanční frekvence



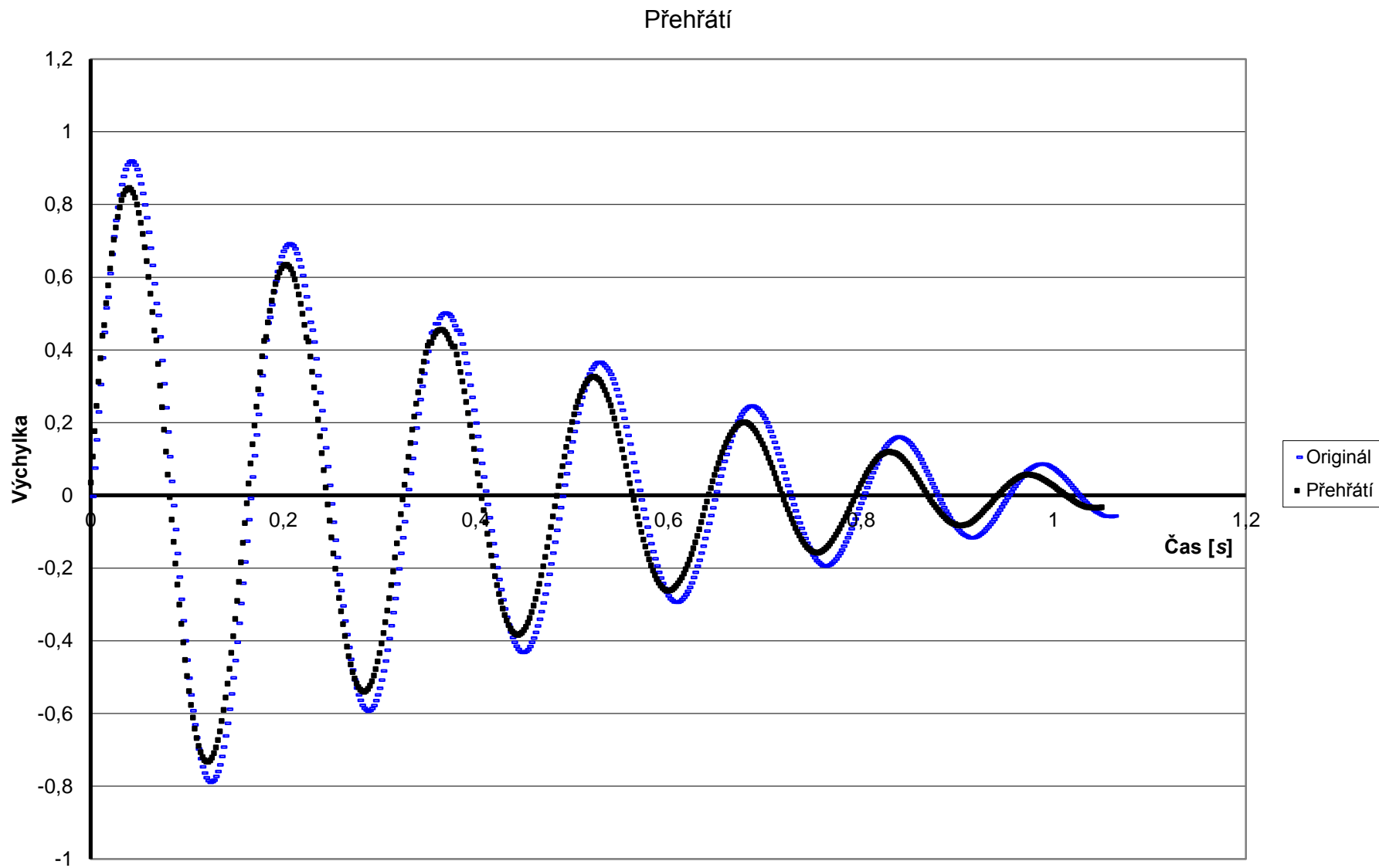
Měřicí aparatura pro měření rezonanční frekvence stentu

# Nedestruktivní testování

- Odpověď na jednotkový silový skok
- Přechodová charakteristika spirálního stentu
- Tlumené kmity



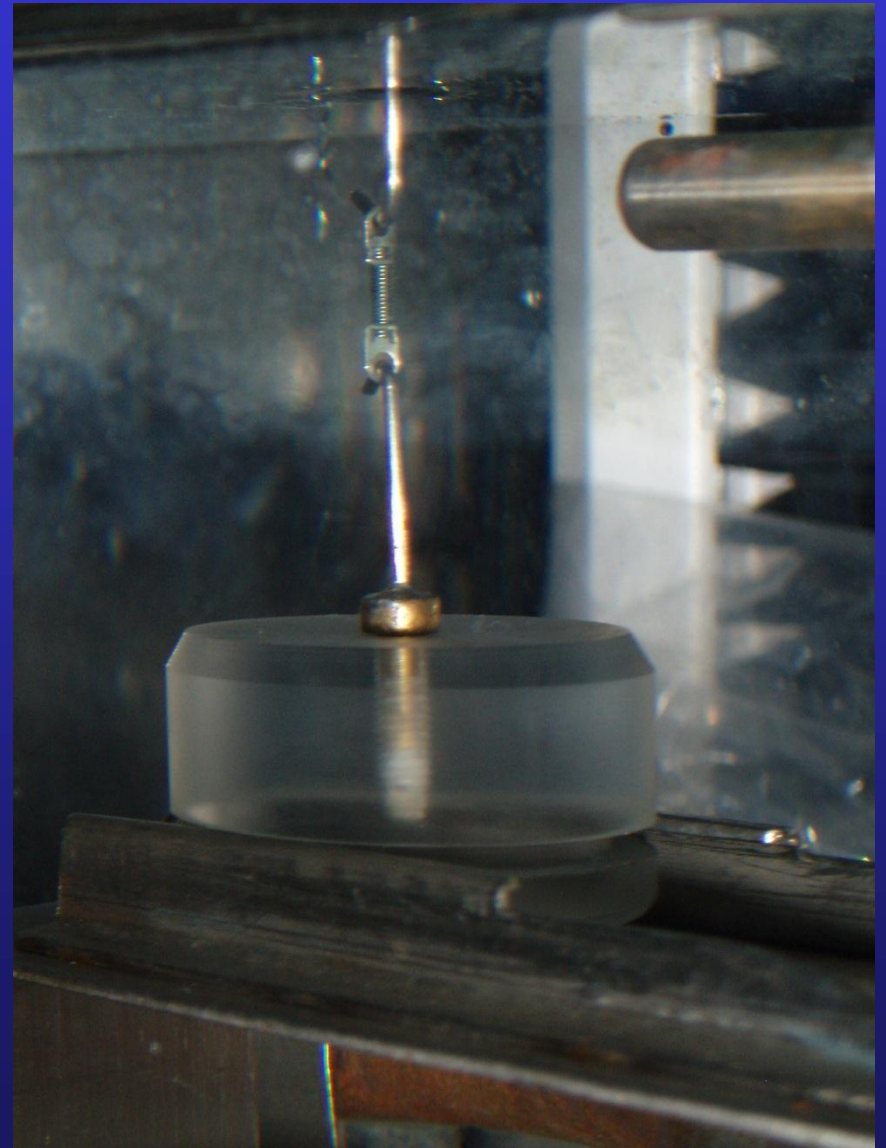
# Projev nehomogenity materiálu



# Moderní zařízení

Ortodontická pružinka

Instron



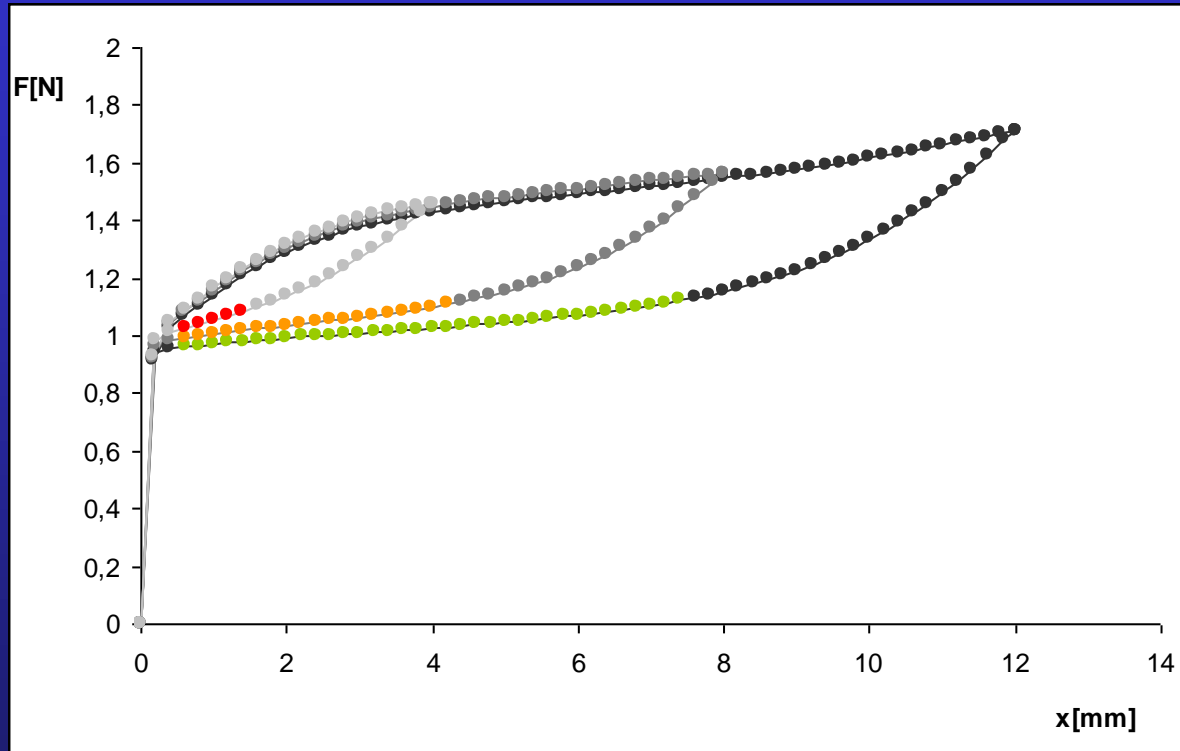


# NiTi tažné pružiny

- **Velikosti**
  - 9 mm
  - 12 mm
- **Výrobci**
  - 3M Unitec
  - Ortho Organizers
  - GAC
  - American Orthodontics
  - Dentaurum



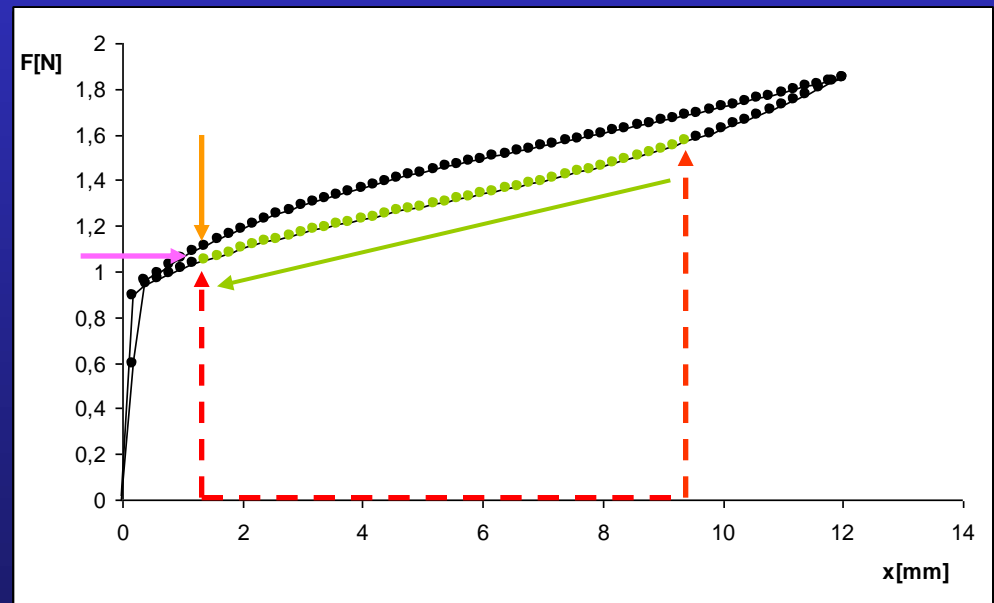
# Měření



# Výsledky

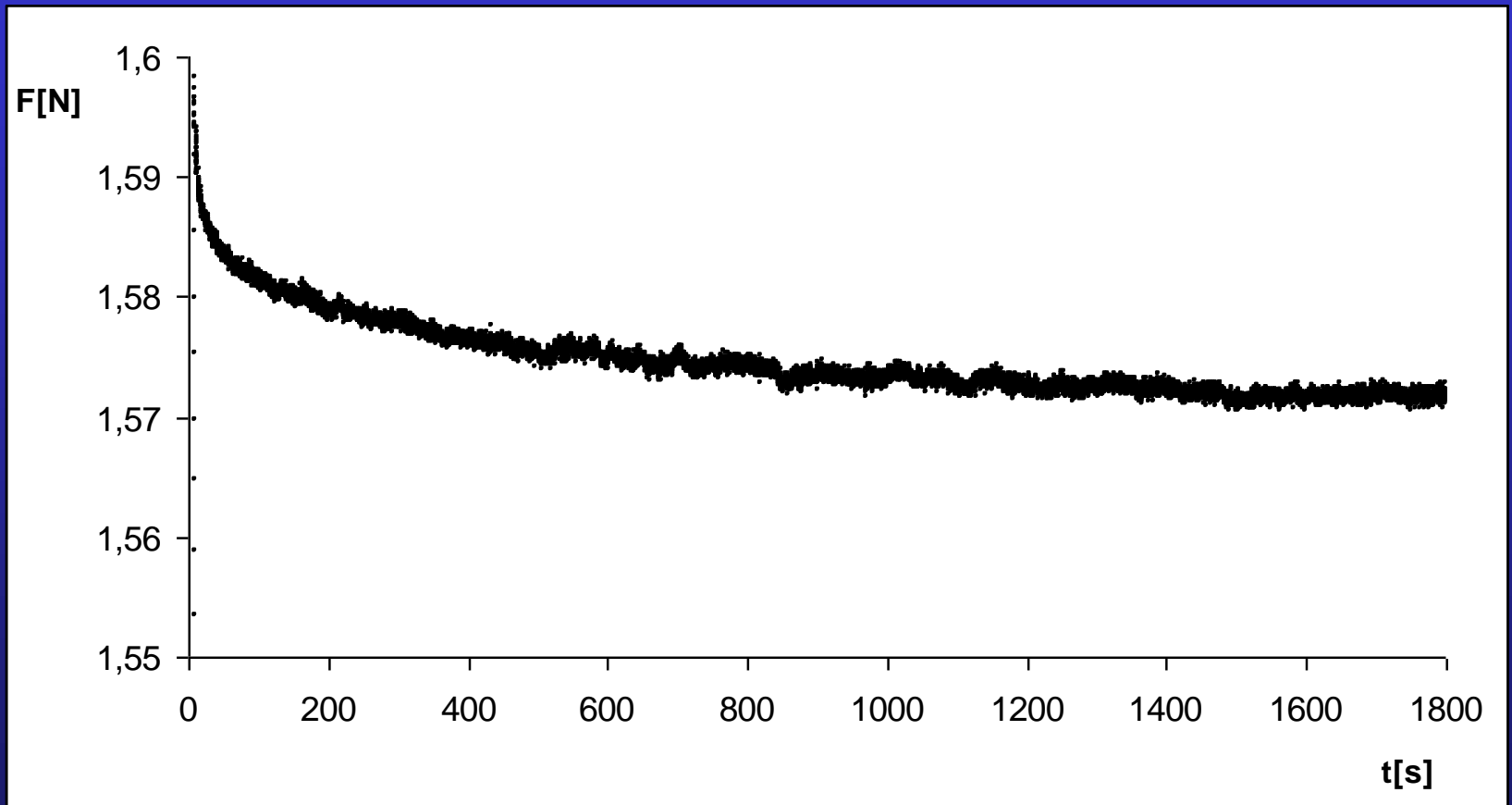
- $F = k \cdot (x - x_{od}) + F_0$

- $k$ -směrnice
- $x$ -prodloužení
- $x_{od}$ -počátek plató
- $F_0$





# Časová změna síly



# Tabulky

9mm						
výrobce	typ	směrnice	plató		síla	
			od	do	od	do
3M		0,08	0,2	11,6	1,00	1,95
American Orthodontics		0,16	6,0	10,6	2,14	2,73
Dentaurum	modrá	0,06	1,4	9,4	1,05	1,57
Dentaurum	žlutá	0,09	0,4	11,6	1,18	2,29
GAC	L	0,02	0,4	7,4	0,95	1,12
GAC	H	0,04	0,6	7,4	1,75	2,08
Ortho Organizers		0,10	7,0	11,4	1,32	1,78
12mm						
výrobce	typ	směrnice	plató		síla	
			od	do	od	do
3M		0,04	4,4	23,9	1,27	2,17
American Orthodontics		0,07	9,4	19,6	1,88	2,64
Ortho Organizers		0,06	14,6	22,6	1,36	1,82

Děkuji za pozornost

