

# VYHODNOCENÍ ÚNAVY ŘIDIČE NA ZÁKLADĚ ANALÝZY OKULOGRAMŮ S VYUŽITÍM PROGRAMU MATLAB.

*RNDr. Miroslav Pavelka, Ing. Tamer Keshi*

ČVUT, fakulta dopravní, Laboratoř aplikované informatiky, Konvitská 20 Praha 1, 12000

## Souhrn

Celkem bylo analyzováno přes 1000 minut záznamu celkem od 5 řidičů. Byly provedeny dvě sady jízd, druhá sada byla prováděna po 24 hodinové spánkové deprivaci. Cílem práce bylo nalezení algoritmu který umožňuje odlišení čerstvého a spánkově deprivovaného řidiče z jeho okulogramu. Signál byl nejprve filtrován a resamplován. V první fázi byly ze signálu extrahovány události - mrknutí oka. Na signálu a jeho první a druhé derivaci byly sledovány charakteristiky odlišující čerstvého od spánkově deprivovaného řidiče. Únavu způsobenou spánkovou deprivací nejlépe indikovaly následující charakteristiky:

- Směrnice náběžné a týlové hrany mrknutí. Zhruba odpovídá rychlosti zavírání a otevírání oka
- Šířka vrcholu mrknutí. Odpovídá době kdy je oko při mrknutí plně uzavřeno.
- Šířka báze mrknutí. Zhruba odpovídá trvání mrknutí.

Nejllepší výsledky byly zaznamenány při použití kombinace výše uvedených parametrů. S horším výsledkem únavu indikovaly:

- Výška mrknutí
- Délka náběžné a týlové hrany
- Existence "salev" (několik mrknutí jdoucích rychle za sebou)
- Počet mrknutí

Parametry odvozené od druhé derivace signálu se jako indikátory únavy neosvědčily, nicméně samotnou detekci mrknutí bylo možno provádět i podle charakteristického průběhu druhé derivace signálu. Všechny dosud sledované charakteristiky je nutno k dosažení přijatelných výsledků na daného konkrétního řidiče adjustovat. Byly vytvořeny rozhodovací stromy a ty při použití surových dat (neadjustovaných na daného řidiče) určovaly únavu s více jak 70% jistotou.

## Úvod

Únava řidiče je významným faktorem vzniku dopravních nehod, různé prameny odhadují že více jak 20% všech dopravních nehod je způsobeno únavou [1]. Jednotlivé odhady jsou značně nepřesné, ve statistikách často figurují faktory které jsou od únavy odvozeny. Únava řidiče často způsobená nedostatkem spánku má mnoho fyziologických korelátů, jedním z nich jsou i oční pohyby. Práce je součástí projektu "spící řidič - bdící auto" prováděném v Centru biomedicínského inženýrství při ČVUT [2]. Cílem práce je určení stavu únavy z analýzy očních pohybů. Charakteristiky očních pohybů indikující únavu pak následně mohou sloužit jako indikátor únavy pro konstrukci zařízení detekujícího únavu řidiče z pohybů volantu a dalších charakteristik jízdy.

K práci byl využíván Excel Link, Signal Processing Toolbox a Statistical Toolbox programu Matlab®

## Metodika

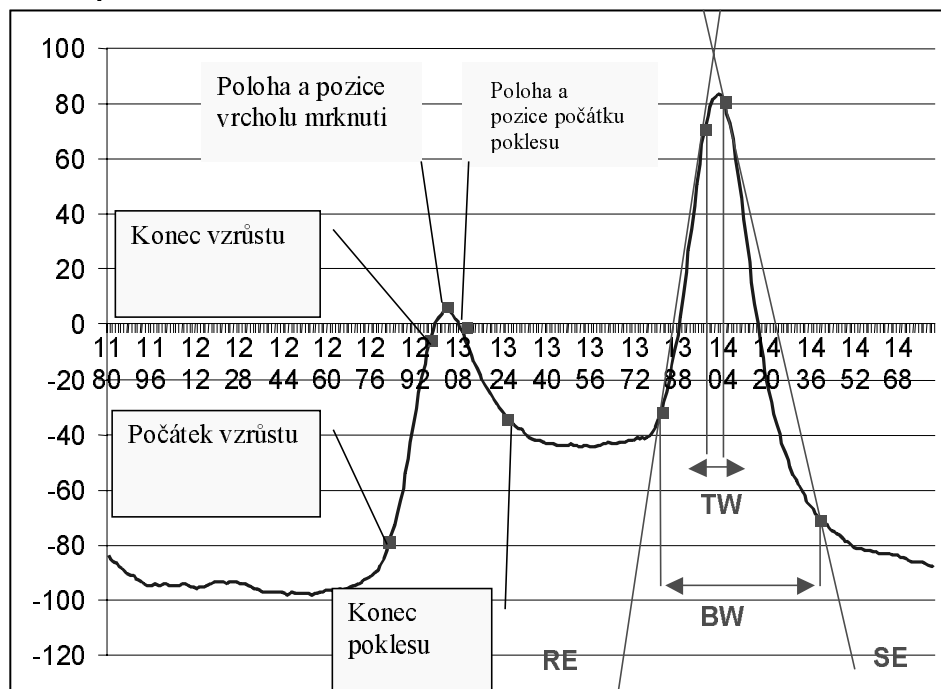
### Stanovení únavy

Bylo vyhodnoceno 1026 minut záznamu celkem od pěti řidičů. Byly porovnávány okulogramy řidičů čerstvých a po 24 hodinové spánkové deprivaci.

Stupeň únavy byl stanoven následujícím způsobem: Z výrazu tváře skupinou psychologů, bylo stanoveno celkem 5 kategorií únavy, 1: čilý až 5 velmi unavený. Tyto expertní odhady byly prahovány prahem 2,6. U vzorků kde expertní odhady nebyly k dispozici byla únava určena podle spánkové deprivace. Spánkově deprivovaný řidič byl považován za unaveného, nedeprivovaný za čerstvého. Mimo dat z EOG bylo souběžně měřeno EEG, EKG a dále byla získávána data z natočení volantu, příčného a podélného zrychlení a dalších charakteristik vozidla [3].

## Zpracování signálu EOG

Signál byl nejprve filtrován a resamplován na frekvenci 25Hz. V první fázi byly ze signálu extrahovány události - mrknutí oka. Byl použit jednoduchý algoritmus který projížděl signál a sledoval události charakteristické pro mrknutí (klesání v daných mezích kterému předcházelo stoupání v daných mezích při čemž vzdálenosti se musí pohybovat v daných rozmezech) Viz následující obrázek.



Obr. 1 RE: Směrnice náběžné hrana mrknutí. SE Směrnice týlové hrana mrknutí, TW Šířka vrcholu mrknutí, BW Šířka báze mrknutí

Dále bylo mrkání určováno z charakteristického průběhu druhé derivace, jejíž tvar se v místě mrknutí podobal psacímu p.

Dále byl signál filtrován pásmovými propustmi o následujících frekvencích propustného pásma:

- 1) 0,5 - 6 Hz Vyfiltrovaná mrknutí s potlačením nízkofrekvenčního šumu
- 2) 0,1 - 1 Hz Vyfiltrované záporné píky odpovídající jiným očním pohybům (koulení očima)

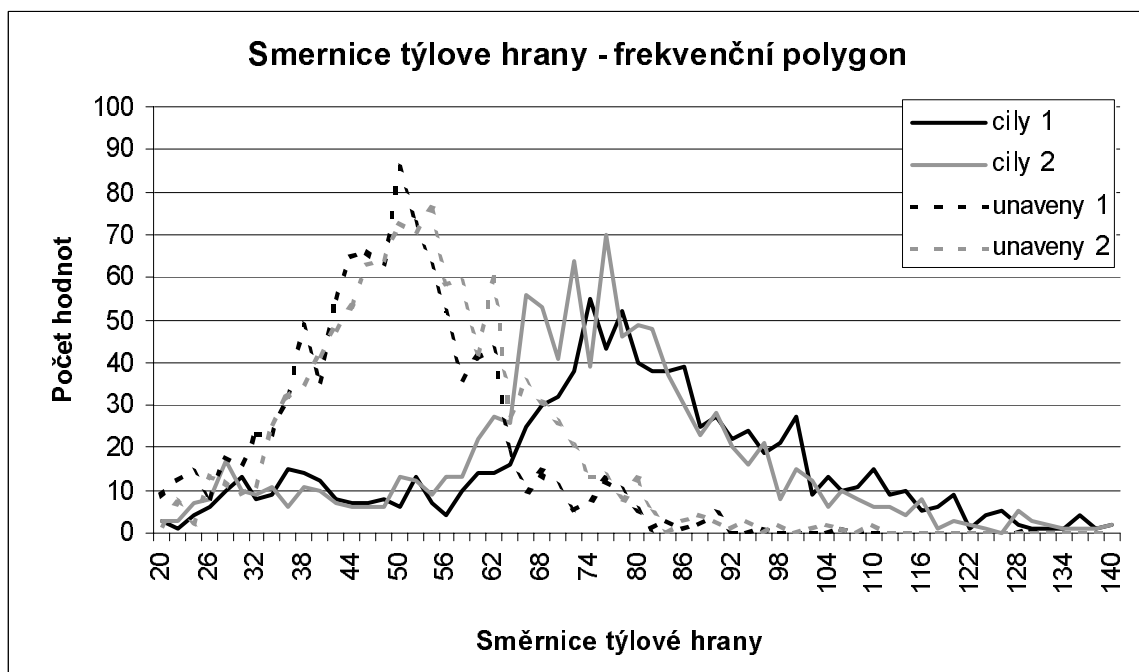
Na obou pásmech byla zjišťována šířka píků v několika výškách od základny, počet píků a šířka nejdelšího píku. Tento údaj velmi přibližně odpovídá času ,po který jsou oči do jistého stupně zavřeny, počtu mrknutí a délce nejdelšího mrknutí.

Data získaná z těchto tří metod byla transformována tak, že byly vytvořeny kombinace dávající nějaký smysl (počet mrknutí krát šířka píku, plocha pod jednotlivými píky, vzdálenosti k sousedům (detekce "salev" mrknutí)

## Výsledky

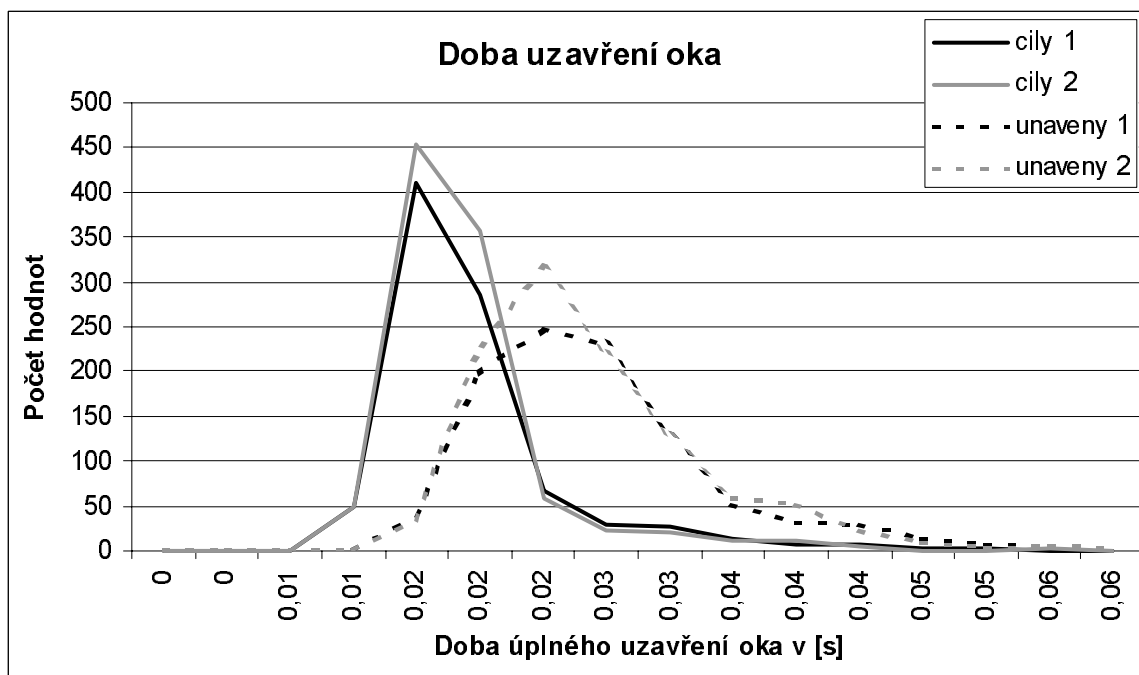
Porovnáním frekvenčních polygonů unavených a čilých řidičů bylo zjištěno následující:

- Počet mrknutí nepředstavuje faktor který by indikoval únavu
- V jednotlivých charakteristikách jsou značné odlišnosti mezi jednotlivými řidiči
- Frekvenční polygony intervalů mezi mrknutími u unavených a čilých řidičů jsou u některých řidičů dvouvrcholové, příčina zatím není známa
- Směrnice náběžné a týlové hrany (rychlost zavírání a otevírání oka) je jedním z nejlepších indikátorů únavy, průměrné hodnoty se však u jednotlivých řidičů liší. Starší řidiči mrkají pomaleji



Obr. 2 frekvenční histogram náběžné hrany

Šířka vrcholu mrknutí zhruba odpovídá době kompletního uzavření oka. Také u tohoto parametru byly výrazné rozdíly mezi čilými a unavenými řidiči



Obr. 3 Šířka vrcholu mrknutí zhruba odpovídá době po kterou je oko uzavřeno

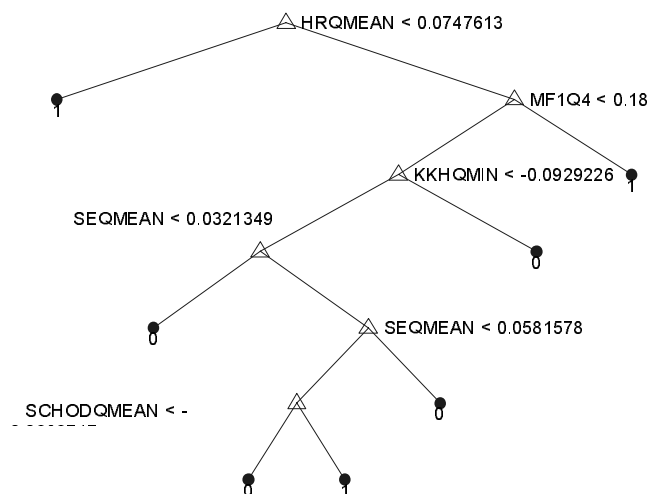
Po seřazení korelačních koeficientů od nejvýznamnějšího je vidět že směrnice náběžné hrany mrknutí nejlépe reflektuje únavu.

Identifikátor	Korelační koeficient	Popis
REQMEAN	-0,27116	Průměrná směrnice náběžné hrany v minutě
VZSRESEQMEAN	-0,26366	Součet směrnice náběžné hrany * směrnice týlové hrany * delší z časů kteý uplynul mezi daným mrknutím a sousedním mrknutím. Průměr za minutu
TWQMEAN	0,262267	Průměrná šířka vrcholu mrku v minutě
RESEQMEAN	-0,25188	Průměrný součet směrnice náběžné hrany + směrnice týlové hrany v minutě

RESEKRQMEAN	-0,24173	Součin směrnice náběžné hrany * směrnice týlové hrany - průměr za minutu
TV1	-0,23903	Typ vrcholu mrku. Vrchol tvoří tupý úhel Číslo udává proporci vrcholů tohoto typu v dané minutě
RDRE2QMIN	0,238716	Minimální délka náběžné hrany mrku / směrnice náběžné hrany mrku v dané minutě
SCHODQMEAN	0,207075	Rozdíl potenciálů mezi počátkem a koncem mrknutí
SEQMEAN	-0,20346	Směrnice týlové hrany - průměr za minutu
RESEQMIN	-0,19138	Součet směrnice náběžné hrany + směrnice týlové hrany - minimální hodnota v dané minutě

### Predikce únavy pomocí rozhodovacích stromů

Data byla rozdělena na 2 skupiny, 60% určovacích a 40% testovacích dat.



Obr. 4 Jeden z možných rozhodovacích stromů.

**SCHODQMEAN:** Rozdíl potenciálů mezi počátkem a koncem mrknutí, průměr za minutu; **SEQMEAN:** Směrnice náběžné hrany mrknutí, průměr za minutu; **KKHQMIN** Hodnota v místě kde končí mrknutí - nejnižší hodnota v dané minutě; **MF1Q4:** Nejdelší úsek v sekundách, kdy hladina je v úrovni 0,2 od báze; **HRQMEAN:** Výška náběžné hrany mrknutí - průměr za minutu.

Na obrázku je uvedený jeden z možných rozhodovacích stromů. Všechny testované stromy vykazovaly 70-75% správných předpovědí na testovacích datech. Nutno podotknout že data nebyla transformována s ohledem na daného řidiče.

### Diskuse

Významu mrkání v souvislosti s únavou si všiml už Ponder v roce 1927 [4], přehled prací a vztah únavy a frekvence mrkání uvádí [5]. Na frekvenci mrkání se podílí i cirkadiánní aktivita [6], což patrně souvisí s cyklickými změnami koncentrace dopaminů. Počet mrknutí během časového intervalu jako indikátor únavy uvádí [5] Podobně [7] uvádí dobu kdy jsou oči zavřeny jako indikátor mikrospánku..

V současné době je všeobecně přijímaným parametrem odvozeným z očních pohybů tzv. PERCLOS, což je součet doby po kterou jsou oči z 80% zavřené v daném časovém úseku [8-10]. Zavedení tohoto indikátoru je vázáno na použití videokamery nebo infrakamery. Indikátor nelze použít pokud jsou oči pohyby určovány z EOG, jelikož uzavření oka se promítá nejen do šířky příslušného píku, ale i do jeho amplitudy.

V našem měření jsme se snažili zachytit faktory, které by mohly mít vztah k únavě. Sakadické pohyby mající vztah k únavě [11] nebyly podrobněji vyšetřovány v důsledku zarušení signálu.

## Závěr

Program Matlab® byl v této práci využit k filtraci signálu (Signal Processing Toolbox), k detekci mrknutí (standardní prostředí), k predikci únavy s pomocí rozhodovacích stromů (Statistical Toolbox). Ke komunikaci s MS Excelem byl používán Excel Link.

Poměrně slabé prediktivní výsledky rozhodovacího stromu jsou pravděpodobně způsobeny tím že jednotlivé parametry byly hodnoceny společně u všech řidičů, nicméně z předchozích pozorování vyplývá, že zejména směrnice náběžné a týlové hrany mrknutí se výrazně liší mezi jednotlivými řidiči navzájem.

## Literatura

i

1. Horne, J. and L. Reyner, *Vehicle accidents related to sleep: A review*. Occupational and environmental medicine, 1999. **56**(5): p. 289-298.
2. Vysoký, P. *Spící řidič bdící auto-monitorování únavy řidiče na základě jeho chování jako regulátoru*. in *Principia cybernetica*. 2000. Srní u Sušice: Západočes. univerzita v Plzni.
3. Bittner, R., et al. *Measuring Equipment for Detection of Fatigue States of the Driver*. in *Analysis of biomedical signals and images, Biosignal 2000*. 2000. Brno: Brno university of technology - VUT IUM PRESS.
4. Ponder, E. and W. Kennedy, P., *On the act of blinking*. Quarterly Journal of Experimental Physiology, 1927. **18**: p. 89-110.
5. Stern, J.A., D. Boyer, and D. Schroeder, *Blink rate: a possible measure of fatigue*. Hum Factors, 1994. **36**(2): p. 285-97.
6. Barbato, G., et al., *Diurnal variation in spontaneous eye-blink rate*. Psychiatry Res, 2000. **93**(2): p. 145-51.
7. Summala, H., et al., *Task effects on fatigue symptoms in overnight driving*. Ergonomics, 1999. **42**(6): p. 798-806.
8. Grace, R., et al., *A drowsy driver detection system for heavy vehicles*. 1996, Carnegie Mellon.
9. Knipling, R.R. and Rau P., *PERCLOS: a valid psychophysiological measure of alertness as assessed by psychomotor vigilance*. 1998, FHWA. p. 1-4.
10. Tijerina, L., et al., *A preliminary assesment of algorithms for drowsy and inattentive driver detection on the road*. 1999, US DOT NHTSA. p. 42.
11. McGregor, D.K. and J.A. Stern, *Time on task and blink effects on saccade duration*. Ergonomics, 1996. **39**(4): p. 649-60.

---

<sup>i</sup> RNDr. Miroslav Pavelka, FD ČVUT, Konviktská 20, Praha 1, 12000, email: m.pavelka@sh.cvut.cz  
Ing. Tamer Keshi, FD ČVUT, Konviktská 20, Praha 1, 12000, email: t.keshi@sh.cvut.cz