Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu

Intraindividuální variabilita opakovaného pohybu a její indikátory při řízení motorového vozidla

Disertační práce

Autor:
Mgr. Libor Soumar

Školitel:
Doc. PaedDr. Karel Jelen, CSc.

Praha 2009

Anotace

Neoddělitelnou vlastností pohybů těla a jeho segmentů je variabilita provedení. Ta může být přínosem, ale často bývá zdrojem problémů. Jednou z oblastí, kde je variabilita pohybu nežádoucí jsou operátorské pohyby. Speciálně pak řízení motorového vozidla je jednou z nejfrekventovanější operátorských činností, kde chyby mohou mít značné sociální a ekonomické dopady. V této práci jsme se podrobili analýze vliv dlouhodobého řízení (v trvání dvou hodin) a mírné intoxikace alkoholem (méně než 1,0 g/kg) na variabilitu pohybu pravé ruky při manuálním řazení převodových stupňů. Test probíhal v laboratorních podmínkách na simulátoru osobního automobilu. Pohyb ruky byl detekován pomocí optoelektronického kinematického analyzátoru. Součástí testu byla stíhací úloha (tracking task) a sledování dynamiky vybraných biochemických parametrů.

Zjištěné výsledky se ukazují jako nejednoznačné. Přestože v některých případech došlo ke statisticky významnému zvýšení variability, v obecné rovině se nepodařilo jednoznačně prokázat vliv dlouhodobého řízení ani alkoholu na zvýšení variability sledovaného pohybu,. V některých přídech došlo i k jejímu zmenšení. Byly identifikovány hodnoty variability, které lze považovat za kritické z pohledu ovládání vozu a řešení dopravních situací.

Klíčová slova: variabilita, řízení auta, vozidlový simulátor, kinematická analýza, alkohol, dlouhodobé řízení.

Abstract

Variability is an integral part of human body segments movements. Movement variability can be beneficial, but often is a source of problem. Operator's movements are one of the areas when variability is undesirable. Vehicle driving is probably most frequent operator movement in society where errors can result in serious social and economical impact. In this work we focused on influence of longtime driving (two hours) and moderate alcohol intoxication (less then 1,0 g/kg) on right hand movement variability during manual gear selection. Test took place in laboratory setup on passenger vehicle simulator. Hand movement was measured by kinematical analysis with use of optoelectronic motion capture system. Tracking task and blood sample test were included into examination procedure.

Finding are ambiguous. We were not able to firmly confirm influence of longtime driving and/or moderate alcohol intoxication on increased movement variability. Although we found some parameters with significant increase of variability, in others significant decrease was discovered. In some cases measurement data showed values that could be considered critical from point of safe driving and optimum response to particular traffic situation.

Keywords: variability, driving, car simulator, kinematical analysis, alcohol, long-distance driving.

Poděkování

Chtěl bych touto cestou poděkovat mému školiteli Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi, CSc. za kvalitní vedení a neocenitelné rady při přípravě a psaní této práce a Ing. Petru Kubovému za spolupráci při sběru dat a zejména pak za pomoc se zpracováním dat z tracking tasku.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracoval samostatně a použil jsem výhradně literaturu uvedenou v seznamu použité literatury.

V Praze, dne 10. července 2009

_____

Mgr. Libor Soumar

Svoluji k zapůjčení své disertační práce ke studijním účelům.

Prosím, aby byla vedena evidence vypůjčovatelů, kteří musejí pramen převzaté literatury citovat.

Jméno a příjmení: Číslo obč. průkazu: Datum vypůjčení: Poznámka:

Obsah

1. ÚVOD 7

2. TEORETICKÁ VÝCHODISKA 8

2.1. NEUROFYZIOLOGICKÉ ZÁKLADY VARIABILITY POHYBU 8
2.2. MOTORICKÝ PROGRAM 9
2.3. TVORBA DYNAMICKÝCH VZORCŮ 9
2.4. ZPĚTNOVAZEBNÍ REGULAČNÍ MECHANISMUS 11
2.5. VARIABILITA Z POHLEDU BIOTERMODYNAMIKY 13
2.6. ALKOHOL 14
2.6.1 Metabolismus alkoholu 14
2.6.2 Alkohol a bezpečnost v dopravě 15
2.6.3 Vliv alkoholu na motoriku 16
2.6.4 Hodnocení koncentrace alkoholu v krvi 17
2.6.5 Výpočet koncentrace alkoholu 18
2.6.6 Stanovení koncentrace alkoholu pomocí alkoholtesteru 18
2.7. VOZIDLOVÉ SIMULÁTORY 19
2.7.1 Kompaktní simulátory 19
2.7.2 Simulátory lehkého typu 20
2.7.3 Experimenty s využitím vozidlových simulátorů 20
2.8. KINEMATICKÁ ANALÝZA 22
2.8.1 Přístroje pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla 22
2.8.2 Fotogrammetrická rekonstrukce 24
2.8.3 Základy kinematické analýzy pohybů lidského těla 26
2.8.4 Přesnost měření kinematického analyzátoru obecně 27
2.8.5 Optoelektronický kinematický analyzátor Qualisys 32
2.8.6 Přesnost kinematického analyzátoru Qualisys 33
2.8.7 Variabilita pohybu 37
2.9. TRACKING TASK 40
2.10. VNITŘNÍ PROSTŘEDÍ 43
2.11. SHRNUTÍ 43

3. POPIS PROBLÉMU 44

4. CÍLE PROJEKTU 46

5. HYPOTÉZY 47

6. METODOLOGIE 48

6.1. ORGANIZACE EXPERIMENTU 48
6.2. VÝZKUMNÝ SOUBOR 49
6.3. ROZSAH PLATNOSTI 50
6.3.1 Vymezení 50
6.3.2 Omezení 51
6.4. ANALÝZA DAT 51
6.5. POUŽITÉ METODY 51
6.5.1 Vozidlový simulátor 52
6.5.2 Kinematická analýza 55
6.5.3 Tracking task 58
6.5.4 Vnitřní prostředí organismu 59

7. VÝSLEDKY 61

7.1. ALKOHOL 61
7.2. KINEMATICKÁ ANALÝZA 62
7.2.1 Trajektorie a rychlost pohybu těžiště ruky 63
7.2.2 Plocha směrodatné odchylky 66
7.2.3 Trvání pohybu ruky 68
7.2.4 Poloha těžiště ruky v okamžiku dotyku páky 71
7.2.5 Shrnutí 77

7.3. OVLÁDÁNÍ SIMULÁTORU ... 77
7.3.1 Reakční čas na červené světlo semaforu ... 77
7.3.2 Pohyby volantu ... 80
7.3.3 Čas na jedno kolo ... 81
7.3.4 Shrnutí ... 82
7.4. TRACKING TASK ... 82
7.4.1 Korelační koeficient ... 83
7.4.2 Časový posun ... 84
7.4.3 Chyba polohy kurzoru ... 86
7.4.4 Výkonové spektrum ... 88
7.4.5 Shrnutí ... 90
7.5. DYNAMIKA VNITŘNÍHO PROSTŘEDÍ ORGANISMU ... 90
7.5.1 Vliv dlouhodobého řízení na vnitřní prostředí ... 90
7.5.2 Vliv alkoholu na vnitřní prostředí ... 91
7.5.3 Shrnutí ... 92

8. DISKUSE ... 93

8.1. ALKOHOL ... 93
8.2. ŘÍZENÍ VOZIDLA ... 93
8.3. POHYB RUKY PŘI ŘAZENÍ ... 94
8.4. TRACKING TASK ... 96
8.5. VNITŘNÍ PROSTŘEDÍ ... 97
8.6. APLIKAČNÍ DOPORUČENÍ ... 97

9. ZÁVĚRY ... 100

10. SEZNAM LITERATURY ... 102

11. PŘÍLOHY ... 109

1. Úvod

Variabilita pohybu člověka je předmětem studia mnoha vědních disciplín. Teoretické vysvětlení a původ intraindividuální variability nabízí např. Newell a kol. (1993, 1998), který tvrdí, že variabilita je součástí všech úrovní organizace pohybu jak mezi jednotlivci, tak i u jedné osoby. Variabilita existuje díky velkému počtu komplexních systémů a limitujících faktorů, které při provedení pohybu interagují a je výsledkem velkého počtu stupňů volnosti popsaného již Bernsteinem (1967). Odchylky ve struktuře nebo funkci biologických systémů se střetávají s limitujícími faktory plněného pohybového úkolu, prostředím a aktuálním psychologickým stavem jedince.

Jeden z pohledů na variabilitu je, že variabilita je důsledkem chyb v plánování, provedení a výsledku pohybu. Variabilita vychází ze dvou principiálních zdrojů:

1) stochastické (náhodné) fluktuace,
2) deterministické chaotické fluktuace (matematicky predikovatelné, jsou-li známy výchozí podmínky).

Stergiou (2004) vidí zdroje variability z pohledu kybernetiky:

- v chybách ve výběru správného pohybového programu k danému pohybovému úkolu (chyby v centrálním řízení),
- v chybách odhadu při nastavení parametrů nutných pro provedení pohybového programu,
- v náhodném šumu v systému v průběhu realizace pohybového programu (chyby v periferiích).

Variabilita pohybu je zpravidla vnímána jako negativní. Někdy ovšem může být variabilita i přínosná. Tento názor vychází ze studia chování chaotických nelineárních dynamických systémů aplikovaných na lidský pohyb. Z tohoto pohledu je variabilita pokládána za nutnou součást sebeorganizujícího se chování nelineárních dynamických vlastností neuromotorického systému (Turvey, 1990).

Z pohledu dynamických systémů lze rozlišit nejméně čtyři přínosy variability:

1) Variabilita určuje stabilitu provedení pohybu. Vysoká míra variability naznačuje nestabilní pohybový projev.
2) Variabilita umožňuje učit se prostřednictvím flexibility neuromotorického systému novým pohybům a volit optimální parametry provedení pohybu.
3) Variabilita umožňuje dříve naučený pohyb aplikovat na změněné podmínky pohybové úlohy.
4) Variabilita zajišťuje stochastické variace provedení pohybu tak, aby mohl být vybrán ten nejvhodnější. (Newell a Corcos, 1993).

Měřený signál (časová posloupnost) se neliší pouze průměrem a směrodatnou odchylkou, ale především strukturou (charakterem) změn v průběhu času. Nejčastější rozdělení variability (šumu) používané u biologických systémů se odlišuje dle typického profilu šumu na základě frekvence (f) a popisuje se různými barvami. Nejčastěji používaný je „bílý“ šum určený jako f^0, dále „růžový“ šum (f^{-1}), „hnědý“ šum (f^{-2}) a „černý“ šum ($f^{>-2}$) (Piek, 1998, Stergiou, 2004).

Z pohledu informační teorie je výsledný výstup biologického systému (S_t) dán šumem biologického systému (N_b), šumem prostředí (N_e) a biologických systémovým signálem (S_b). Tento vztah lze charakterizovat jako (Piek 1998):

$$S_t = S_b + N_b + N_e \quad (1)$$

Stergiou (2004) celkovou variabilitu popisuje obdobně následujícím vztahem:

$$V_T = V_n + V_e \quad (2)$$

kde V_T = celková variabilita systému sledovaná při pohybu, V_n = variabilita způsobená nelineárními dynamickými procesy v systému a V_e = variabilita způsobená chybami, přičemž V_e můžeme dále rozložit na další komponenty následovně:

$$V_e = V_{eb} + V_{em} + V_{ee} \quad (3)$$

kde V_{eb} = biologický šum (chyby) v neuromotorických systémech, V_{em} = metodologické chyby vznikající při měření a zpracování dat a V_{ee} = externí chyby (mimo organismus – změny v okolním prostředí, změny v plněném úkolu, apod.)

2. Teoretická východiska

2.1. Neurofyziologické základy variability pohybu

Několik pokusů k provedení stejného pohybu vždy vede k trochu rozdílnému výkonu, který se projeví ve změně kinematických a kinetických parametrů společně se způsoby svalové aktivace. Bernstein (1967) při popisování po sobě následujících pokusů o provedení určitého pohybu používal výraz „opakování bez opakování“ (repetition without repetition). Tím chtěl vyjádřit, že každé provedení zahrnuje unikátní, neopakovatelné neurální a motorické situace. Za posledních padesát let se variabilita pohybu stala předmětem studia sama o sobě. Mnoho současných vědců již nechápe variabilitu pohybu jako komplikující faktor v experimentech, ale spíše jako vhled do problematiky systému, který tvoří a řídí volní pohyby.

Jednou z hlavních příčin pohybové variability je motorická redundance (Latash a kol., 2002). Motorická redundance vychází z předpokladu, že na každé úrovni analýzy systému zajišťujícího volní pohyby, existuje mnohem více elementů přispívajících k pohybu, než je nezbytně nutné pro úspěšnou realizaci pohybového úkolu. Jinak řečeno, pohybový úkol nepředepisuje jednoznačný motorický vzorec, takže centrální nervový systém (CNS) je konfrontován s problémem výběru jakou cestu zvolit pro vyřešení příslušné úlohy. Příklady takovýchto konfliktů v literatuře zabývající se kontrolou pohybu zahrnují problémy související s inverzní kinematikou a inverzní dynamikou. Problémy tohoto typu jsou nazývány problémy motorické redundance nebo Bernsteinův problém. Bernstein považoval problém eliminace nadbytečných stupňů volnosti za klíčovou otázku kontroly pohybu. Bylo učiněno mnoho pokusů definovat problém motorické redundance, tak jak byla původně formulována. Tyto pokusy zahrnovaly použití optimalizačních technik založených na mechanických, technických, psychologických nebo komplexních funkcích.

2.2. Motorický program

Existují dva základní přístupy k definici motorického programu. První přístup vychází z konceptu synergií a engramů (Latash, 1993). Synergiemi se rozumí časové sekvence kontrolních signálů skupinám svalů, které vedou k jednoduchým koordinovaným motorickým dějům. Tyto jednoduché motorické děje jsou používány jako „cihly“ pro tvorbu komplexních pohybů. Engramy jsou prototypy plánovaných pohybů, které jsou abstraktní v čase a proměnné. Jejich sekvence mohou být považovány za motorické programy.

Druhý přístup byl poprvé zveřejněn Schmidtem a kol. (1988), který vytvořil koncept obecného motorického programu. Tento koncept je velmi podobný původní představě Bernsteina a předpokládá existenci abstraktní prezentace chystaného pohybu, která zahrnuje pořadí úkonů, jejich časovou sladěnost s úrovní výkonu (malé úsilí nebo náročný výkon). Elegantní série experimentů potvrzujících Schmidtovi předpoklady provedli Viviani a Terzuolo (1980), kteří studovali profesionální písaře, kteří psali různou rychlostí. Jejich pozorování potvrzují, že rozdílné pohybové vzorce se po čase začnou značně podobat. Tato pozorování potvrzují, že rozdíly v pohybových vzorcích jsou výsledkem přehrávání originálního pohybového vzorce různou rychlostí, který je definován v abstraktní formě a abstraktním čase. Později byla možnost realizace pohybových vzorců různou rychlostí podepřena řadou dalších studií (Soechting a Lacquaniti, 1981; Atkeson a Hollerbach, 1985; Ojakangas a Ebner, 1991).

Další aspekt obecného motorického programu založený na poznatcích Bernsteina a později podpořený zjištěními Raiberta (1977) byl, že podobné vzorce mohou být pozorovány při ručním psaní vycházející z různých úhlů (zápěstí, loket), končetin (paže, dolní končetina) a dokonce i s tužkou umístěnou v ústech. Bernstein a Raibert shodně tvrdili, že výrazná podobnost těchto příkladů ručního psaní je silným argumentem pro teorii abstraktní představy motorického programu, který může být realizován různým způsobem. Jinak řečeno, jedná se o příklad přenosu motorického programu různými prostředky pohybového aparátu.

2.3. Tvorba dynamických vzorců

Jiný přístup byl navržen a rozvinut v devadesátých letech minulého století (Kesko a kol., 1991), který je založen na myšlence dynamicky nevyvážených systémů. Kesko považuje pohyb za projev sebeorganizujicích procesů vedoucí ke stabilním koordinačním strukturám, které představují limitní cyklické pohybové projevy. Tento přístup tvrdí, že vnější pohybový projev závisí jak na pohybovém úkolu, tak i na iniciačním stavu systému. Pokud motorický systém (včetně centrálních kontrolních struktur) potřebuje přejít na jiný nový stav určený požadovaným pohybovým úkonem, může dojít k cíli od počátečního stavu k cílovému bodu po různých trajektoriích, které všechny končí v cílovém místě. Tento proces může být popsán a analyzován metodami stochastické nelineární dynamiky (Latash, 1993). Ačkoliv fyzický a matematický aparát tohoto přístupu je značně složitý, Latash jej ilustruje na jednoduchém příkladu osoby sedící na židli, které dáme jednoduchý úkol zvednout objekt ze stolu. Osoba musí vstát ze židle udělat několik kroků a zvednout předmět dominantní rukou. Opakování

zdánlivě stejného pohybu ve shodných výchozích podmínkách bude provedeno po různých trajektoriích všech tělních segmentů a kloubů, včetně dominantní pracující paže. Z pohledu obecného motorického programu není potřeba, aby testovaný subjekt použil jiné pohybové sekvence motorických příkazů v různých opakováním pohybového úkonu. Takže variabilita výkonu je pravděpodobně vysvětlitelná pomocí neideální reprodukovatelností externích podmínek a určitými poruchami („šumy“) nervového systému. Teorie dynamických vzorců má přímé vysvětlení pro tuto variabilitu. Motorický kontrolní systém (v obecném smyslu, tzn. zahrnující i centrální nervové struktury) je považován za nevyhnutelně nevyvážený neboli neustále fluktuující. Dokonce i v případech, kdy je výchozí stav a všechny externí podmínky neměnné mezi jednotlivými pokusy a testovaný subjekt je plně relaxovaný (ani jedna z těchto podmínek není experimentálně dosažitelná), stav jeho nevyváženého motorického systému se neustále mění, i když se tak může stát bez vnějších projevů (např. změny polohy těla). Z tohoto důvodu nemůže být iniciační stav nikdy reprodukován ani teoreticky. Trajektorie motorického kontrolního systému od počátečního stavu do cílové polohy budou rozdílné protože i výchozí stav je pokaždé jiný a tento stav bude navenek manifestován rozdílnými trajektoriemi těla a končetin.

Tento přístup je značně odlišný od teorie obecného motorického programu. Po té co je definován pohybový úkol, motorický kontrolní systém přejde do konečné fáze „sám“ podle zákonů scholastické nelineární dynamiky.

Základním předpokladem teorie dynamických vzorců je, že vždy existuje pohybový úkol pro předpokládaný volní pohyb. Tento úkol je vždy definován buď experimentátorem nebo vůlí testovaného subjektu. Bernstein jako první navrhl, že plánovaný volní pohyb je prováděn z pohledu kinematiky v karteziánském prostoru a že cílový stav plánovaného pohybu je vyjádřen jako jeho trajektorie. Podle Bernsteina systém by měl pro tento účel být schopný provést „interní simulaci“ plánovaného pohybu, při čemž by měl vzít v úvahu podmínky nutné pro úspěšnou realizaci pohybu včetně předpokladu velikosti a změny externích zátěží a následně mobilizovat takové systémy, které povedou v úspěšnému splnění úkolu. Simonetta a kol. (1991) ukázal, že připravenostní potenciál, který je před relativně složitými volními úkony měřitelný v mozkové kůře, závisí nejen na charakteru (složitosti, náročnosti) první části pohybu, ale i na celkové náročnosti plánovaného úkonu. To znamená, že celý pohybový úkon je předem zpracován a upevňován. Následující krok je přeložit simulovanou trajektorii do proměnných srozumitelných pro nižší struktury.

Pojem variabilita může být tedy prezentován dvěma způsoby:

1) První přístup sleduje odchylky pohybových charakteristik od určitého „ideálního“ nebo „průměrného“ výkonu. Tento přístup může být použit při lokomočních pohybech pro popsání různých pohybů z pohledu kinematického, kinetického nebo s využitím EMG, tak jak po sobě bezprostředně následují.

2) Druhý přístup znamená zavedení nového pojmu „cíl“, který sleduje úspěšnost provedení pohybového úkolu z pohledu parametrů definujících výkon. Tento přístup klade zjevná nebo skrytá omezení na změnu některého parametru definujícího výkon (například finální pozice, poloha nebo trvání pohybu, apod.)

Omezování variability pohybu je často cílem učení se pohybu (tréninku) jak v reálném životě, tak i v laboratorních podmínkách (včetně tréninku sportovců či rehabilitace pacientů s poruchami motorického ústrojí). Toto omezování variability se zpravila děje mnohočetným opakováním téhož pohybu.

Schematicky řečeno, existují tři kroky při realizaci volního pohybu:

- interní simulace,
- vytvoření motorického příkazu,
- provedení pohybu.

Výstupem provedení pohybu je aktivace alfa-motoneuronů, jež případně vede k pohybu končetin.

Je zřejmé, že na všech úrovních existují určité „šumy“ vedoucí k ne zcela optimálnímu zpracování přicházejících informací. Výsledkem je, že výstup interní simulace nekoresponduje zcela přesně s optimální plánovanou trajektorií a neodpovídá přesně mechanismu provedení pohybu, protože ani napínací reflex není stoprocentně reprodukovatelný a v neposlední řadě i vnější podmínky, v nichž se pohyb odehrává, se od pokusu k pokusu mírně mění. Každý z těch to faktorů vede k pozorované variabilitě.

Latash a Gutman (1992) došli na základě těchto tvrzení ke dvěma principům:

- závislost rychlosti pohybu na vzdálenosti objektu se odehrává v úrovni interní simulace,
- závislost rozptylu konečné pozice pohybu na rychlosti pohybu vzniká ve všech třech krocích.

2.4. Zpětnovazební regulační mechanismus

Sval může být považován za výkonnou část hybného sytému, protože převádí nervové signály na sílu (Enoka, 1988). Limbický systém se zabývá emočními potřebami a chováním založených na základních biologických potřebách jako hlad, žízeň, reprodukce, mateřské chování a socializace. Dále je klíčový pro naši schopnost učit se ze zkušeností. Limbický systém ovlivňuje senzomotorický systém, který transformuje motivaci do myšlenky a inicializuje supraspinální interakce, jež vedou k příkazu vykonat určitý pohyb.

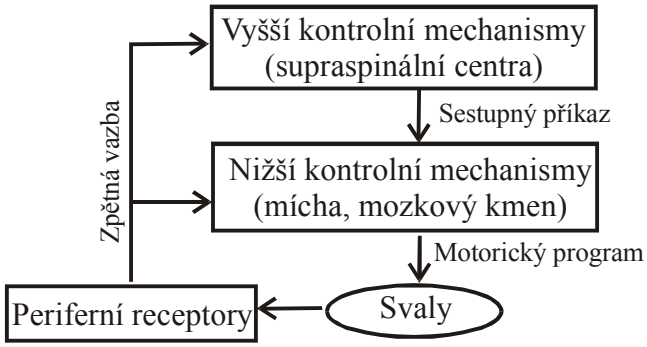
Limbický systém se vztahuje k funkčním jednotkám, které zahrnují sadu jednotek v předním mozku a které jsou spojeny s hypotalamem a s částmi středního mozku. Hypotalamus je centrem tohoto systému a reguluje mnoho životních funkcí jako tělesnou teplotu, srdeční frekvenci, tlak krve a příjem tekutin a potravy. Požadavky limbického systému jsou analyzovány a integrovány do myšlenek v kortexu.

Proces programování se objevuje v supraspinálních centrech a zahrnuje přeměnu myšlenky do přiměřené svalové aktivity nutné pro požadovaný pohyb. Nervová odezva vznikající tímto procesem je známa jako centrální příkaz a je přenášena do nižších nervových center (mozkového kmenu a míchy).

Vykonání pohybu zahrnuje dvě složky (viz obrázek 1):

- Aktivace nižších nervových center centrálním příkazem, jenž vydává signály určující sekvenci aktivace svalů.

- Modifikace pohybů v důsledku zpětné vazby ze smyslových receptorů (např. svalových vřetének, šlachových tělísek, visuálního systém, vestibulárního systému, apod.)



Obrázek 1 – Schéma aktivace a zpětné vazby při vykonávání pohybu (Enoka 1988)

Účinnost zpětné vazby může být ovlivněna řadou vlivů (např. alkoholem, únavou, stresem, zraněním). Zejména alkohol významně ovlivňuje činnost CNS a tím i smyslových receptorů. Smyslové receptory rozlišujeme podle druhu podnětu na:

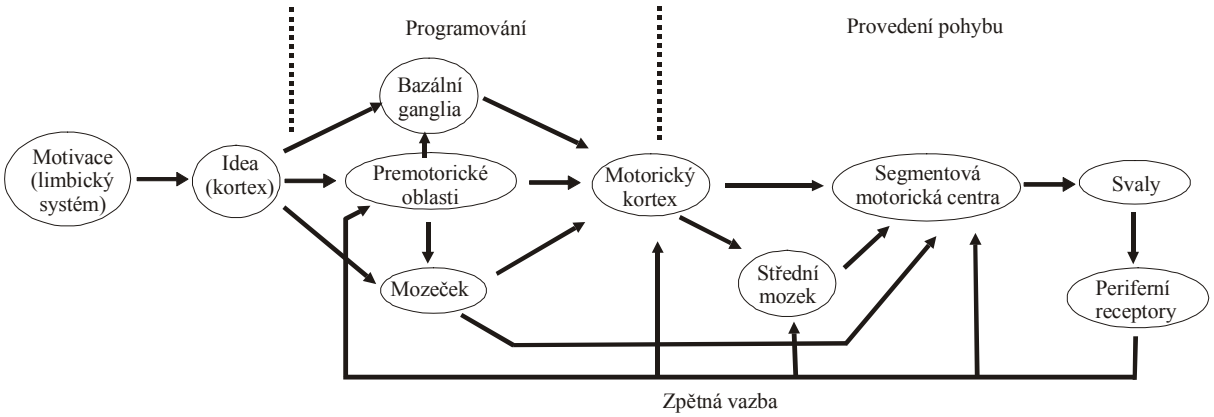
a)
- exteroreceptory: vnímají podněty z vnějšího prostředí;
- interoreceptory: vnímají podněty z vnitřních orgánů (hlad, hladina glukózy);
- proprioreceptory: vnímají podněty ze svalů a šlach (vnímají např. postoj, polohu, prostředí).

b)
- mechanoreceptory: vnímají mechanické podněty (vestibulární ústrojí, kožní čidla)
- fotoreceptory: podnětem je světelné záření;
- chemoreceptory: podnětem je chemická látka (čich, chuť, složení krve);
- termoreceptory: podnětem je teplota;
- nociceptory: vnímají bolest, působí na ně všechny typy podnětů.

I když výkonná fáze pohybového úkonu má tyto dvě komponenty (nervový příkaz a zpětnou vazbu), pohyb může vzniknout bez potřeby zpětné vazby. Abychom rozlišili tento fakt, hovoříme o uzavřeném a otevřeném módu (smyčce) kontroly. Uzavřená smyčka zahrnuje využití zpětnovazebních signálů ze smyslových orgánů (svalových vřetének, kloubních receptorů, kožních receptorů, apod.) pro průběžnou kontrolu a ovlivňování pohybu. Otevřená smyčka se týká pohybů, jenž se dějí výhradně pod kontrolou nervových příkazů. Tyto pohyby považujeme za tzv. přeprogramované. Například velmi rychlé pohyby se mohou odehrát v tak krátkém čase, že zpětnovazební senzorický systém se nestihne aktivovat.

Konkrétní vzorec informace pro úmyslný pohyb si můžeme podle dnešních znalostí představit jako sled následujících kroků (viz obrázek 2):

- **Idea** pohybu, jejímž výsledkem je vůle pohyb vykonat. Vzniká pravděpodobně součinností frontální kůry a limbických podkorových struktur.
- **Taktika** provedení pohybu pochází z asociačních korových oblastí, odkud se dostává do bazálních ganglií a mozečku. Bazální ganglia se podílejí na iniciaci pohybu a realizují programy pro malou a ustálenou hybnost. Jednotlivé mozečkové struktury kontrolují provedení pohybu, přičemž mozečkové hemisféry přeprogramují rychlou cílenou motoriku.
- **Start** pohybu náleží motorickému kortexu, který přijal programy cestou talamu a nadále pohyb řídí.



Obrázek 2 – Schéma plánování a provedení pohybu (Enoka 1988)

Každý úmyslný volní pohyb musí být doprovázen novým nastavením polohy prostřednictvím mechanismů opěrné motoriky. Musí tedy existovat servomechanismy zajišťující jejich vzájemnou koordinaci. Řízení pohybu centrálním nervovým systémem nezahrnuje jen plánování svalové akce, ale i předvídání jejích důsledků pro jiné segmenty těla nebo jeho celkovou rovnováhu (Trojan a kol., 2001). Optimalizace pohybu má tedy jasně anticipační charakter, umožněný zpětnovazební kontrolou.

Podle Trojana existují dva způsoby koordinace: kontrolou pohybu a kontrolou polohy. Funkční význam druhého způsobu kontroly spočívá zřejmě v efektivní minimalizaci možné nerovnováhy způsobené pohybem.

2.5. Variabilita z pohledu biotermodynamiky

Z pohledu termodynamiky lze fakt, že pro člověka je velmi obtížné, či spíše nemožné, zopakovat určitý pohyb zcela identicky, vysvětlit neustálou interakcí organismu s vnějším prostředím jakož i biologickými oscilacemi, které jsou způsobeny neustálými interakcemi na celulární a subcelulární úrovni (Maršík, 1998).

Lidský organismus, stejně jako každý jiný živý organismus, je z termodynamického pohledu otevřeným systémem, to znamená, že se svým okolím je schopen si vyměňovat energii i hmotu. Je zřejmé, že se nachází v nerovnovážném stavu, protože

neustále probíhá jeho interakce s vnějším prostředím. Přesto lze říci, že živé systémy se nacházejí ve stacionárních či přesněji řečeno v *dynamicky* stacionárních stavech, protože veškeré děje v organismu jsou ustáleny, ovšem nejsou konstantní. Ve skutečnosti oscilují kolem určité ustálené hladiny (jedná tedy o dynamicky stacionární stav) a při změně vnitřních či vnějších podmínek se tato ustálené hladina může posunout nahoru či dolu, kde se následně opět stabilizuje. Jelikož živý organismus je složitý systém skládající se z velkého počtu stále interagujících podsystémů, nelze předpokládat, že by se systém trvale nacházel v jednom stavu a vzhledem ke značné komplexnosti vztahů a vazeb mezi podsystémy se do původního stavu vrátit nemůže. Jedná se tedy o nevratné děje.

Z výše uvedeného je zřejmé, že jakýkoliv volní pohyb nelze provést nikdy zcela stejně, jelikož systém se při následujícím opakování nikdy nebude nacházet ve zcela totožném stavu. I v případě, že vlivy vnějšího prostředí zanedbáme, bude tentýž pohyb při dalším opakovaní proveden za jiných vnitřních podmínek organismu. Sledujeme-li pohyb těla a jeho segmentů pomocí přístrojů pro měření kinematických veličin pohybu, situace se dále komplikuje, jelikož kinematické analyzátory měří kinematické veličiny s určitou chybou a tudíž data získaná fotogrammetrickou rekonstrukcí nejsou sto pohyb popsat zcela přesně.

Rekonstruované trajektorie pohybů lidského těla nebo jeho částí lze chápat jako spojitou hladkou funkci, která není monotónní a vykazuje neustálé oscilace (mikrostavy) způsobené zpětnovazebními regulačními mechanizmy a proměnlivými vnitřními i vnějšími podmínkami. Kromě biologických oscilací v sobě nese výsledná rekonstrukce také chyby instrumentální (včetně bílého šumu).

Domníváme se, že neopakovatelnost pohybu může termodynamika vysvětlit i změnou entropie systému. Jak již bylo řečeno, živý organismus se nachází v dynamicky rovnovážném stavu, čili fluktuuje kolem určité střední hodnoty, podle velikosti toku entropie do systému a produkcí entropie systémem. Vlivem vnitřních procesů vychýlí změna entropie systém z rovnováhy (například tepelný pohyb molekul v důsledku chemických reakcí apod.) a systém se posune na jinou hladinu.

2.6. Alkohol

2.6.1 Metabolismus alkoholu

Etanol (etylalkohol, C_2H_5OH), je bezbarvá kapalina s charakteristickou vůní. Etanol se do organismu dostává všemi cestami, tedy nejen trávícím traktem. Molekula etylalkoholu je poměrně malá a díky tomu snadno prochází přes biologické membrány. Při pití se alkohol začíná vstřebávat již sliznicí dutiny ústní. Vstřebávání v žaludku závisí na jeho náplni. V prázdném žaludku se etanol nemísí s potravou a přichází ihned do styku s žaludeční sliznicí. Vzhledem k velké ploše a dobré vstřebávací schopnosti, alkohol prochází celkem rychle cestou gastrických vén a dolní duté žíly do krevného oběhu. Část etanolu, která se vstřebá v žaludku se vyhne oběhu portálnímu a tím i průchodu játry a může tedy rychle ovlivňovat CNS (Štefan, Hladík, Adámek, 2003). Při naplněném žaludku se alkoholický nápoj částečně promísí s žaludečním obsahem a prochází jako každá jiná tekutina podél malého zakřivení do střeva. Promísením s potravou nedochází k okamžitému styku celého množství požitého etanolu s žaludeční sliznicí a jeho vstřebávání je značně zpomaleno.

Ze vstřebaného alkoholu se přibližně 2–10 % vyloučí dechem a močí, zbytek se metabolizuje, a to především v játrech. Při poškození jatek je rychlost poklesu hladiny alkoholu v krvi zpomalena. Metabolismus alkoholu mimo játra je zanedbatelný. Převážná část požitého etanolu (až 80 %) prochází do střeva a dostává ve přímo do jater. Část alkoholu v závislosti na požívání jídla před nebo během konzumace alkoholu se nevstřebá. Tento resorpční deficit činí asi 10–15 %, ale při nadměrném jídle může být ještě větší. Štefan, Hladík, Adámek (2003) uvádí následující trvání resorpční fáze vstřebávání alkoholu po ukončení pití koncentrovaného alkoholu:

- nalačno dochází ke vstřebání alkoholických nápojů do 30 min.,
- při lehké náplni žaludku do 60 min.,
- při vydatné náplni do 90 min.,
- při nadměrné náplni do 120 min.

Po požití piva je resorpce alkoholu pomalejší a uvedené hodnoty se prodlužují o 30 minut. Existují tři hlavní cesty pro metabolismus etanolu, z nichž každá je vázána na rozdílné subcelulární struktury:

- ADH (alkoholdehydrogenáza) oxiduje 2/3–3/4 vstřebaného alkoholu, je vázána na cytozol nebo rozpustné frakce v buňce a její aktivita se s chronickou konzumací nezvyšuje.
- MEOS (mokrozomální etanol oxidující systém) oxiduje ¼–1/3 vstřebaného alkoholu a jeho aktivita se s chronickou konzumací zvyšuje 2–3 krát.
- Kataláza oxiduje maximálně 2 % vstřebaného množství etanolu a její aktivita se s chronickou konzumací nezvyšuje.

Po resorpci alkoholu jeho množství v jednotlivých orgánech a tělesných tekutinách závisí na jejich různém obsahu vody. Průměrný obsah vody těla ve srovnání s krví je u mužů 70 % a u žen (vzhledem k jejich vyššímu množství tělesného tuku) 60 %. Tyto hodnoty představují faktor *r*. U mužů je tedy r = 0,7 a u žen r = 0,6. Pravidelní pijáci jsou schopni tolerovat vyšší množství alkoholu hlavně z důvodu adaptace jejich CNS.

Etanol se odbourává především v játrech. V tomto procesu jsou značné individuální rozdíly, ale přesto bylo stanoveno jisté biologické rozpětí. Prakticky neexistuje žádný spolehlivý způsob jak rychlost odbourávání zvýšit. Rychlost vstřebávání je vyšší než rychlost odbourávání. Po jednorázovém napití je vzestup křivky v podstatě lineární. Po dosažení vrcholu počíná hladina klesat a to rychlostí 0,12–0,20 g/kg za jednu hodinu až k nulové hladině (Štefan, Hladík, Adámek, 2003).

2.6.2 Alkohol a bezpečnost v dopravě

Podle zákona o silničním provozu (zákon č.361/2000 Sb. O provozu na pozemních komunikacích a o změnách některých zákonů) řidič nesmí požít alkoholický nápoj během jízdy ani řídit vozidlo bezprostředně po požití alkoholického nápoje nebo v takové době po požití alkoholického nápoje, kdy by mohl být ještě pod vlivem alkoholu. Dále nesmí řídit vozidlo, jestliže jeho schopnost k řízení je snížena požitím omamných nebo psychotropních látek, popřípadě léků anebo úrazem, nemocí, nevolností, únavou apod. a nesmí předat řízení vozidla osobě, která mimo jiné je pod vlivem alkoholu anebo jejíž schopnost k řízení je jinak snížena.

Alkohol působí na lidský mozek nejrůznějším způsobem. Podle Štefana a Hladíka (1998) alkohol může působit podobně jako amfetamin tj. povzbudivě, ale zároveň může zklidňovat a otupovat úzkost (podobně jako např. benzodiazepiny). Alkohol má i lehce anestetický účinek a po jeho požití dojde k pocitům uvolnění a klidu. Ovlivňuje tělesnou teplotu a působí též na motoriku. Příčinou těchto účinků je skutečnost, že alkohol působí na různé systémy přenosu impulsů mezi nervovými buňkami (tzv. neuropřenašečové systémy): dopaminový, serotoninový a endorfinový. Zablokuje-li alkohol glutamátové receptory, může dojít k utlumení několika různých procesů v neuronu, který přijímá podněty, včetně výdeje dalších neuropřenašečů. Zároveň tlumí aktivaci enzymů a hormonů, které hrají zásadní roli takřka ve všech tělesných procesech. Výsledkem je, že dochází ke zhoršení schopnosti neuronu zapínat a vypínat geny. Zapínání a vypínání genů je jedna ze základních tělesných funkcí, je to jediný způsob, jak hormony mohou vytvářet receptory, vylučovat neuropřenašeče a udržovat se při životě. Narušení těchto procesů vede k narušení správného fungování mozku.

Se stoupající hladinou alkoholu v krvi dochází ke zvyšování rizika nehody. Při hladině alkoholu v krvi 0,6 g/kg je riziko nehody dvakrát a při l,5 g/kg již dvacetpětkrát vyšší než u zcela střízlivých osob (Štefan, Hladík, Adámek, 2003). Objektivně již malé dávky alkoholu vedou ke snížení psychických funkcí a funkcí prakticky všech smyslových orgánů. V dopravě je zvláště nebezpečné, že subjektivně dochází k pocitu dobré pohody a kondice a tím k přeceňování svých schopností. Snižuje se pozornost řidiče, přesnost jeho výkonu, prodlužuje se reakční doba od sluchového nebo zrakového vjemu k vykonání určitého úkonu jako např. zabrzdění, vyhnutí se překážce apod. Závažné jsou poruchy zrakové výkonnosti způsobené jak přímým působením na zrak, tak ovlivněním duševní schopnosti zpracovat viděné. Při hladině již pod 1 g/kg dochází ke zhoršení zrakové ostrosti, zúžení zrakového pole, poruše hloubkového vidění, zesílení oslnění a noční slepoty. To vede ke špatnému rozeznávání málo kontrastních předmětů a chybnému odhadu vzdáleností. Těžko vysvětlitelné nehody na volné a přímé vozovce u řidičů ovlivněných alkoholem lze vysvětlit náhlým snížením pozornosti, tzv. „zdřímnutím za volantem“. V nočních hodinách od 20:00 hod. rychle klesá výkonnost lidí v důsledku fyziologické únavy a minima dosahuje kolem 3:00 hod ranní. Jelikož alkohol jako narkotikum únavu zesiluje, lze tím dobře vysvětlit častější nehody opilých v noci. K tomu ještě přistupují další faktory jako tma, monotónnost jízdy a teplota při zapnutém topení. Naproti tomu chlad působí proti spánku. Kromě aktuální hladiny alkoholu v krvi má pro působení alkoholu na organismus vliv rychlost jejího vzestupu. Čím je vzestup hladiny příkřejší, tím je působení alkoholu silnější.

2.6.3 Vliv alkoholu na motoriku

Problematika vlivu alkoholu na schopnost řidiče ovládat vozidlo se řeší z mnoha pohledů. Ve společnosti je trvale a intenzivně diskutována minimální přípustná koncentrace v alkoholu v krvi. Ovšem otázka vlivu mírné intoxikace alkoholem na jemnou koordinaci relativně jednoduchých vysoce automatizovaných pohybů řidiče není prozatím příliš prozkoumána.

Existuje řada epidemiologických studií dokládajících souvislost mezi konzumací alkoholu a množstvím dopravních nehod. Řízení motorového vozidla vyžaduje řadu dovedností, které lze rozdělit na kognitivní a psychomotorické (vztah mozek-oko-ruka). Zejména koordinace mozek-oko je silně ovlivněna množstvím alkoholu v krvi (Katoh,

1988). Řízení motorového vozidla je složitý psychomotorický úkol, při kterém hraje klíčovou úlohu reakční čas oko-ruka (Linnoila, 1980). Osoby pod vlivem alkoholu, mají-li rozdělit svou pozornost mezi dva úkoly, často volí jen jeden z nich, takže řidič pod vlivem alkoholu se soustředí na ovládání vozidla a méně pozornosti věnuje informacím v dopravním provozu apod. (Moskowitz a Burns, 1990).

Existuje řada studií zabývajících se vlivem malé dávky alkoholu na motorické funkce, ale výsledky jsou nejednoznačné, protože alkohol působí současně jako stimulant i jako inhibitor. Jelikož většina osob očekává, že konzumace alkoholu bude mít vliv na psychomotorické funkce a náladu, je obtížné oddělit efekt autosugesce od skučeného vlivu alkoholu. Ideström a Cadenius (1968) provedli experiment, při kterém aplikovali dvě různé dávky alkoholu a provedli řadu testů, mezi nimi i test koordinace pohybu ruky. Zhoršení výkonu bylo nejvyšší 30–60 minut po požití, dvě hodiny po požití bylo již jen minimální. Koordinační test koreloval se zbytkovou dávkou alkoholu i dvě hodiny po požití. Při použití placeba se žádný efekt neprojevil.

2.6.4 Hodnocení koncentrace alkoholu v krvi

Působení etanolu na člověka je značně individuální, stejná koncentrace může působit rozdílně u abstinenta a u člověka navyklého pravidelnému pití. Koncentrace alkoholu v krvi se v soustavě SI udává v gramech absolutního etanolu na 1 kg krve [g/kg], dříve byla používána jednotka promile [‰], které jsou číselnou hodnotou totožné. Existují určitá pravidla pro hodnocení vlivu alkoholu na schopnost řidiče (viz tabulka 1).

Koncentrace alkoholu v krvi [g/kg]	Vliv na řízení vozidla
do 0.20	Neprůkazná
0.21–0.30	Hladina není pro silniční provoz významná
0.31–0.49	Jedinec je pitím prakticky neovlivněn
0.50–0.99	Podnapilost
0.80 a více	**Řidič není schopen bezpečně řídit vozidlo**
1.00–1.49	**Mírná opilost (mízné snížení soudnosti, pozornosti, zvýšená sebedůvěra, mnohomluvnost, prodloužená reakční doba, možnost nesprávného řešení dopravní situace)**
1.50–1.99	Střední opilost (poruchy koordinace, snížená pozornost, zpomalení tělesných výkonů)
2.00–2.99	Těžká opilost (blábolivá řeč, psychické poruchy, negativní ovlivnění tělesných pohybů až neschopnost samostatné chůze)
3.00–3.99	Otrava alkoholem (stupor, obluzení)
4.00 a více	Smrtelná otrava alkoholem

Tabulka 1 – Vliv alkoholu na schopnost bezpečně řídit vozidlo (Štefan, Hladík, 1998)

2.6.5 Výpočet koncentrace alkoholu

V situacích, kdy není možné koncentraci alkoholu změřit na základě odebraného krevního vzorku (např. forenzní šetření), se používá teoretický výpočet vycházející ze znalostí metabolismu alkoholu. Při výpočtu se vychází z faktu, že koncentrace alkoholu v krvi klesne každou hodinu minimálně o 0,12 g/kg a maximálně o 0,20 g/kg. V soudním lékařství se vychází z Widmarkova vzorce (Štefan, Hladík 1998):

$$C_t = \left(\frac{a-d}{m*r} \right) - \beta_{60} * t \tag{4}$$

kde C_T = koncentrace alkoholu v krvi v čase t od požití [g/kg], t = doba od požití [hodiny], a = množství požitého absolutního etanolu [g], d = vstřebávací deficit (10–30%), m = hmotnost osoby [kg], r = redukční faktor (muži r = 0,7; ženy r = 0,6), β_{60} = vstřebávací koeficient 0,12–0,20 [g/kg/hod].

2.6.6 Stanovení koncentrace alkoholu pomocí alkoholtesteru

Není-li možné změřit koncentraci alkoholu přímo v krvi krevním odběrem, používají se přístroje odhadující koncentraci alkoholu z vydechovaného vzduchu. V plících dochází k přímému kontaktu vdechnutého vzduchu s krví. Do krve se naváže kyslík a zároveň se z krve uvolní oxid uhličitý a jiné plyny a páry, jako třeba alkohol a ty jsou následně vydechnuty. Z vydechnutého vzduchu lze přepočtem odvodit koncentraci alkoholu v krvi. V současnosti se pro stanovení koncentrace alkoholu v krvi používají kromě analýzy krevního vzorku alkoholtestery dvojího typu:

1. *Alkoholtestery s polovodičovým senzorem* používají žhavené polovodičové čidlo, pracující při relativně vysoké teplotě. Jedná se o velmi citlivý plynový polovodič schopný identifikovat v dechu těkavé redukující látky, tedy i molekuly etanolu. Jeho výhodou je, že není ovlivněn teplotou ani vlhkostí okolního vzduchu. Další výhodou je, že jeho výsledky jsou jen stěží ovlivnitelné přítomností plynů jako jsou vodík a metan. Po zahřátí senzoru na pracovní teplotu je zařízení schopno detekovat plynný etanol a dle jeho koncentrace měnit svůj odpor. Tato změna odporu je pak vyhodnocována a převedena na číselný údaj, udávající přibližnou koncentraci alkoholu v dechu, resp. přímo v krvi testované osoby.

2. *Alkoholtestery s elektrochemickým senzorem* používají speciální elektrochemické čidlo, jehož funkce je založena na snímání spektra, které vznikne díky různé pohyblivosti iontů v elektrickém poli. Důležitými vlastnostmi tohoto náročného principu měření jsou zejména přesnost a spolehlivost a vynikající selektivita (tj. necitlivost na jiné plynné látky, které mohou být ve vydechovaném vzduchu přítomné).

Kalibrace se provádí přesným kalibračním médiem za přesně stanovených podmínek ve třech kalibračních bodech vč. nulového bodu. Výsledkem je kontrola, resp. nastavení testeru, které udržuje tyto přístroje v definovaném, kontrolovaném a spolehlivém stavu v průběhu jejich používání.

V našem případě byl pro změření koncentrace alkoholu v krvi použit kalibrovatelný Alkoholtester CA 2000. Digitální detektor alkoholu v dechu CA 2000 je elektronický přístroj pro orientační stanovení obsahu alkoholu v krvi na základě

dechové zkoušky. Jedná se o mikroelektronický analyzátor a je považován za nejpřesnější měřič na bázi polovodičového senzoru na trhu a poskytuje srovnatelné výsledky s alkoholtestery s elektrochemickým senzorem. Výrobce uvádí následující technické parametry alkoholtesteru CA 2000:

- Měřicí rozsah: 0,0–4,0 ‰,
- Pracovní teplota: 10–40^{o}C,
- Doba přípravy (žhavení čidla): 20 sec.,
- Doba měření: 5 sec.,
- Senzor: vysoce selektivní polovodič.

2.7. Vozidlové simulátory

Vozidlové simulátory tvoří mezi simulátory dopravních systémů sice poměrně malou, ale velmi významnou specifickou skupinu. Původně byly vozidlové simulátory určeny k tomu, aby pomohly řidičům zdokonalit jejich řidičské schopnosti. Později se převážně využívaly k výcviku řidičů specializovaných vozidel. V současné době se nejkvalitnější vozidlové simulátory považují za efektivní nástroj pro výcvik řidičů běžných a specializovaných vozidel, k provádění různých výzkumných činností spojených se spolehlivostí interakce člověk-stroj (vozidlo) a dále ke zdokonalování kokpitu vozidel a asistenčních systémů. Systémy vozidlových simulátorů lze obecně chápat jako funkční spojení několika dílčích subsystémů. Simulátory existují dvojího typu:

- kompaktní simulátory,
- simulátory lehkého typu.

2.7.1 Kompaktní simulátory

U těchto typů simulátorů se používá celé vozidlo, a proto se tato koncepce více blíží reálným podmínkám. Testovaná osoba sedí v kokpitu opravdového auta a virtuální scéna se promítá na projekční plátna umístěná před vozidlem a po jeho stranách. Tyto simulátory bývají často vybaveny i zadní projekcí. Výsledky měření by neměly být zatíženy chybou, která bývá způsobena rozdílem ve vnímání scény v simulátoru a v kokpitu reálného vozidla. Simulace se značně blíží reálným podmínkám (více než u simulátorů lehkého typu), na druhou stranu je tato koncepce velice těžko přestavitelná a upravitelná pro potřeby specifických experimentů. Bohužel simulátor kompaktního typu poskytuje značně omezené možnosti umístění kamer pro sledování pohybů řidiče.

Obrázek 3 – Výhled ze simulátoru kompaktního typu

2.7.2 Simulátory lehkého typu

Simulátory lehkého typu používají pouze částí reálného vozidla a méně dokonalé prostředí virtuální reality. Na rozdíl od kompaktního simulátoru je však možné tento typ simulátoru vybavit přídavnými zařízeními, jenž umožňují provádět různé experimenty.

2.7.3 Experimenty s využitím vozidlových simulátorů

Se stárnutím populace přibývá řidičů ve vyšším věku a s tím se zvyšuje důležitost porozumět vlivu stárnutí na operátorské pohyby při řízení vozidla. Cantin a kol. (2004) studoval vliv věku na schopnost sledovat provoz a okolní prostředí a zejména přesnost pohybů pravé nohy na plynovém a brzdovém pedálu při jízdě v simulátoru a zjistil, že starší osoby vykazují větší variabilitu pohybu než osoby mladší. Konstatuje, že zvýšená variabilita může ovlivnit přesnost pohybů pravé nohy při řízení. Všechny testované osoby před testem absolvovaly zácvik v délce 8 km. Mladší osoby přesouvaly pravou nohu z plynového pedálu bez zaváhání, zatímco u starších osob byly naměřeny kmitavé pohyby malého rozsahu. Cantin konstatuje, že je nutný další výzkum, aby se zjistilo, zda existuje vztah mezi touto variabilitou a vážnými řidičskými chybami.

Zhang a kol. (2007) sledoval rychlost brzdné reakce při rozsvícení červeného světla semaforu u starších osob (věk 67–87 let). Vlastní brzdnou reakci rozdělil na dvě fáze, první od okamžiku rozsvícení červeného světla do okamžiku uvolnění plynového pedálu a druhou od uvolnění plynového pedálu po úplné stlačení brzdového pedálu. Celkový čas brzdné reakce se pohybovala od 384 ms po 5688 ms. Zjistil, že pouze první fáze souvisí se zrakovým podnětem a konstatoval, že i osoby s dobrou kondicí mohou mít špatné výsledky v čase brzdné reakce v podmínkách zhoršené viditelnosti nebo omezení kognitivních schopností.

Vozidlové simulátory se často používají pro studium vlivu léků, alkoholu a spánkové deprivace na řízení vozidla. Výzkumy ukazují, že dokonce i malé dávky

alkoholu (v mnoha zemích legální) významně zhoršují schopnost řídit vozidlo, jsou-li kombinovány s nedostatkem spánku. Vakulin a kol. (2007) se snažil zjistit jaký je kombinovaný vliv spánkové deprivace a nízké dávku alkoholu na schopnost řídit vozidlo. Měření doplnil o EEG a subjektivní hodnocení ospalosti. Měřil ve čtyřech experimentálních podmínkách (normální spánek a jízda bez alkoholu, spánek zkrácený na 4 hodiny a jízda bez alkoholu, zkrácený spánek v kombinaci s alkoholem (0.025 g/dl) a zkrácený spánek v kombinaci s alkoholem (0.035 g/dl). Při testování v simulátoru trvajícím 70 minut byly měřeny odchylky směru jízdy od přímého směru, reakční brzdný čas a počet kolizí. Všechny měřené parametry byly ovlivněny dobou jízdy. Odchylky směru jízdy se významně zvýšily, pokud byla spánková deprivace kombinována s alkoholem (ve srovnání pouze se spánkovou deprivací).

Linnoila a Mattila (1975) zjišťovali jak se na schopnosti ovládat simulátor projeví alkohol samotný a v kombinaci s různými léky. Zjistili, že samotný alkohol (0,5 g/kg) vedl ve vyšší míře ke kolizím a častějšímu ignorování pravidel silničního provozu. Diazepam a kodein v kombinaci s alkoholem dále zvýšily počet kolizí a zanedbávání pravidel silničního provozu a navíc se objevily vážné řidičské chyby. Isoniazid měl jen minimální vliv, a to i v kombinaci s alkoholem. Obecně se jako nejcitlivější ukazatel ukázalo zhoršení schopnosti udržet vozidlo v přímém směru, zapomínání zapnout směrovky, zpomalení brzdné reakce a nepřesné ovládání spojky.

Harrison, Fillmore (2005) testovali vliv alkoholu a placeba na ovládání řízení simulátoru. Při koncentraci alkoholu odpovídající 0,65 g/kg, stejně jako Linnoila a Mattila (1975), naměřili zhoršení řidičského výkonu vyjádřeného vyšší mírou „kličkování“ v jízdním pruhu. Osoby s menšími řidičskými zkušenostmi vykázaly v odezvě na alkohol větší zhoršení v tomto parametru. Později Harrison a kol. (2007) ukázal, že dopad alkoholu na řidičské schopnosti lze omezit nácvikem jízdy ve vizuálně ztížených podmínkách. Osoby, které prováděly nácvik jízdy v simulátoru ve vizuálně ztížených podmínkách nevykázaly horšení jízdního výkonu pod vlivem alkoholu, zatímco kontrolní skupina, která absolvovala nácvik v normálních podmínkách vykázala pod vlivem alkoholu zhoršení. Výsledky ukazují, že předchozí řidičské zkušenosti mohou ovlivňovat řidičovu citlivost na vliv alkoholu.

Simulátory jsou také vhodným prostředím pro experimenty sledující vliv dlouhodobého řízení na schopnost ovládat vozidlo. Arnedt a kol. (2001) sledoval kombinovaný vliv alkoholu a spánkové deprivace na schopnost udržet předepsanou rychlost a schopnost jízdy se v předepsaném dopravním pruhu. Zjistil, že 18,5 a 21 hodin bez spánku vede ke stejné variabilitě rychlosti jízdy a počtu událostí, kdy je vozidlo mimo vozovku, jakou vyvolá 0,5 a 0,8 g/kg alkoholu v krvi a že prodloužení bdělého stavu o tři hodiny vede ke stejnému efektu jako povolený limit alkoholu v Kanadě čili 0,5 g/kg, resp. 0,8 g/kg.

Ting a kol. (2008) sledoval v simulovaných podmínkách vliv únavy na dlouhodobé řízení na silnici dálničního typu. Sledoval míru ospalosti, reakční čas a nestabilní řidičský výkon (řidičské chyby) při jízdě v simulátoru trvající 90 minut a zjistil, že dlouhodobé řízení vedlo ke snížení pozornosti a zpomalení reakčního času. Výsledky ukázaly, že 80 minut nepřerušovaného řízení bylo hraničních pro bezpečné řízení v monotónních podmínkách dálničního provozu.

Philips a kol. (2005), srovnával výkon řidiče v důsledku spánkové deprivace. Měřil počet přejíždění středové dělící čáry a krajnice a jednoduchý reakční čas. Přejíždění středové a krajní čary se v důsledku nedostatku spánku významně zvýšilo již

při jízdě trvající 105 minut, ale interindividuální rozdíly byly značné. Při dostatku spánku nebylo zaznamenáno významné zhoršení výkonu ani při jízdě trvající 1000 km. Reakční čas byl významně zhoršen při kombinaci únavy a spánkové deprivace.

2.8. Kinematická analýza

2.8.1 Přístroje pro měření kinematických veličin pohybů lidského těla

Lidský pohybový aparát se skládá z jednotlivých částí těla (tělních segmentů), které je možné za cenu určitého zjednodušení považovat za tuhá tělesa. Tuhé těleso nemění při pohybu účinkem působících sil svůj tvar ani objem. Ve skutečnosti se při pohybu lidského těla s tuhým tělesem nesetkáme, protože působící síly vždy mění tvar jednotlivých tělních segmentů a mění se i poloha jednotlivých segmentů vůči sobě. Existuje celá řada přístrojů s jejichž pomocí lze studovat pohyb těla a jeho částí. Mezi nejrozšířenější patří:

- goniometry,
- akcelerometry,
- elektromagnetické senzory,
- akustické senzory a
- zařízení pro uchovávání obrazu (optoelektronické kinematické analyzátory).

Goniometry

Goniometr je zařízení, které měří relativní rotaci dvou tělních segmentů daného kloubu. Nejjednodušší goniometry měří úhlové charakteristiky v jedné rovině. Kromě základní verze mohou být i elektronické goniometry, které umožňují na základě změny potencionálu měřit i úhlové charakteristiky v čase. Pohyb v lidském kloubu je však složitý a prakticky žádný kloub se neohýbá pouze v jedné rovině. V poslední době se objevují důmyslnější typy goniometrů, které umožňují provádět měření s více než jedním stupněm volnosti, dokonce i takové, které zřetězením jednoduchých goniometrů mohou měřit úhlové charakteristiky se šesti stupni volnosti.

Ovšem i když existují studie popisující malé chyby měření při použití goniometrického systému (méně než 1 mm v pohybu a méně než 1 stupeň v rotaci (Lewis a kol. 1988;, Suntay a kol., 1983), existují praktická omezení rozšíření podobných systémů.

- Relativní rotace kloubů měřené goniometry neumožňují použít měření v silových rovnicích, takže je nutná doplňující informace o zatížení kloubů.
- Pevné připojení goniometru ke kloubu představuje mechanickou překážku omezující pohyb měkkých tkání, a tak může ovlivnit pohyb kloubu.
- Jakékoliv neinvazivní připevnění goniometru ke kloubu nemůže zabezpečit stabilní polohu vůči kostem.
- Připevňování goniometru ke kloubu je obtížné zejména vzhledem k různým velikostem a typům kloubů.
- Je obtížné sledovat pohyb kloubu, který je zakryt silnou vrstvou měkkých tkání zejména u kloubů s malým rozsahem pohybu nebo malou upevňovací plochou.

Z tohoto důvodu se goniometry využívají na odhad rotací v kloubech v jednoduchých laboratorních podmínkách. Pro přímé měření bez omezujícího goniometru připevněného k tělním segmentům se používají zařízení na bázi elektromagnetické a akustické transdukce nebo optoelektronické systémy.

Akcelerometry

Akcelerometry jsou malá zařízení, která měří zrychlení. Princip akcelerometru je jednoduchý. Malé těleso je umístěno na konec konzolového nosníku, který je následně připevněn k pohybujícímu se objektu. Se zrychlením pohybu objektu dohází k ohybu nosníku v závislosti na velikosti zrychlení. Sada tenzometrů připevněná k nosníku převádí velikost ohybu na elektrický signál. Tento akcelerometr je možné spřáhnout s dalšími tak, aby společně měřily zrychlení ve třech osách. Hlavní výhodou akcelerometrů je vysoká frekvence snímání. Jejich nevýhodou je, že:

- nelze oddělit kinematické zrychlení od gravitačního,
- nelze určit výchozí polohu segmentu,
- efekt gravitačního zrychlení,
- nutnost identifikace rotačního stupně volnosti.

Jinou kategorií akcelerometrů jsou piezoelektrická zařízení obsahující piezoelektrické krystaly, které jsou necitlivé vůči konstantnímu zrychlení, a tak lze vyloučit vliv gravitace, což na druhou stranu ovšem znamená, že nejsou schopny zaznamenat pomalé pohybové děje. Pokud mají být akcelerometry využity pro určení rychlosti a polohy je nutné nějakým způsobem definovat počáteční stav (výchozí polohu).

Elektromagnetické a akustické senzory

Biomechanické využití elektromagnetismu bylo poprvé popsáno v roce v roce 1988 (An, Jacobsen, Chao). Zařízení se skládalo ze dvou částí, jedna sloužila jako zdroj elektromagnetického pole a druhá jako čidlo. Systém se ukázal jako účinný pro sledování pohybu jednoho segmentu kolem jednoho kloubu, avšak pro komplexnější analýzu pohybu se z řady důvodů zdál být nevhodný. Hlavní problémy elektromagnetických zařízení spočívají v:

- elektromagnetické interferenci s kovovými objekty;
- relativně nízké vzorkovací frekvenci;
- rozsahu úhlových charakteristik, který je omezen na 180°.

Podobný systém je založen na akustických senzorech, které jsou umístěny na těle a společně s ním se pohybují mezi nekolineárně umístěnými směrovými mikrofony. Vzhledem k faktu, že rychlost pohybu zvuku ve vzduchu je známa, je možné vypočítat relativní pozici akustického senzoru vůči mikrofonům. V dobře kontrolovaném experimentu je možné touto metodou dosáhnout přesnosti s chybou menší než 0,5 mm v pohybu a 0,5° v rotaci (Quinn a Mote, 1990). Avšak z praktických důvodů je velice obtížné tento systém používat v praxi (relativní velikost a orientace zdroje signálu vzhledem ke sledovanému objektu, akustické echo, vzájemné interference, apod.).

V současnosti jsou nejrozšířenější optoelektronické systémy uchovávající obraz založené na bázi videokamer nebo infračervených kamer.

Zařízení pro uchovávání obrazu

Zařízením pro uchování obrazu může být fotoaparát, filmová kamera, videokamera, optoelektronická infračervená kamera nebo radiografický systém. K tomu, aby bylo možné využít fotogrammetrické rekonstrukce, musí být pohyb zaznamenán současně z minimálně dvou směrů (kamer).

Díky pokroku v technologiích, umožňují systémy založené na bázi fotogrammetrické rekonstrukce zrychlit a zejména zpřesnit zpracování dat. Zrychlení je možné jednak díky vysokému výkonu používaného hardware, ale také díky vyšší automatizaci digitalizačního procesu. Tím se jednak šetří čas potřebný na zpracování dat, ale zvyšuje se i přesnost jejich zpracování, protože se eliminuje chyba způsobená lidským faktorem. Přesnost dat je z velké míry dána frekvencí záznamu. Výkonné systémy umožňují zvýšit tuto frekvenci z běžných 25 obrázků za sekundu na 50–10 000 obrázků za sekundu (Hz), a to jak v laboratorních podmínkách, tak v terénu i pod vodou.

Nejnovější systémy v automatizaci digitalizačního procesu a prostorové transformace dospěly tak daleko, že mohou získávat a vyhodnocovat třídimenzionální data bezprostředně po provedení pohybu nebo i v reálném čase.

2.8.2 Fotogrammetrická rekonstrukce

Fotogrammetrii definoval v roce 1983 Wolf jako „umění, vědu a technologii získávání spolehlivé informace o fyzických objektech a okolním prostředí prostřednictvím procesů zaznamenání, změření a interpretování fotografických zobrazení zářivé elektromagnetické energie nebo jiného fenoménu“.

Reprodukovaný obrázek vytvořený kamerou představuje dvourozměrnou projekci třídimenzionálního objektu. Historicky byl výzvou jak s pomocí kamer z těchto dvojdimenzionálních dat znovu vytvořit (zrekonstruovat) třídimenzionální objekt. Tento proces se nazývá fotogrammetrická rekonstrukce a je považován za základní prostředek pro vyšetřování pohybu z pohledu kinematické geometrie a kinematiky. S využitím inverzní dynamiky lze kinematické veličiny použít i pro výpočet kinetických dějů. Umožňuje pracovat s pojmy prostor a čas a s dalšími pojmy z nich odvozených jako dráha, rychlost, zrychlení, úhel, úhlová rychlost, apod. V praxi se fotogrammetrická rekonstrukce často kombinuje s dynamometrií studující velikost a směr působících sil, ale také s dalšími metodami jako například elektromyografií sledující mechanickou aktivitu svalů.

Fotogrammetrie je metoda bezkontaktního určování objektových souřadnic. Z pohledu systematického začlenění lze fotogrammetrii dělit (Pavelka, 2004):

- Dle polohy stanoviska na:
    - pozemní,
    - leteckou,
    - družicovou,
- Dle počtu snímků na:
    - jednosnímkovou a
    - vícesnímkovou, přičemž vícesnímková fotogrammetrie může být

- stereoskopická či
- průseková.

V této práci byla dle tohoto členění využita pozemní, vícesnímková, průseková fotogrammetrie.

Standardní fotogrammetrická technika je založená na přesném určení všech vnitřních a vnějších parametrů kamer. Vnějšími parametry rozumíme informace o poloze a orientaci kamery v prostoru a vnitřními parametry se rozumí charakteristika optických částí kamery, typ kamery, apod. Chyba v jediném z těchto parametrů vede k chybám v určení souřadnic kamery a následně k chybám ve vlastní rekonstrukci. Pokud se používá metrických kamer vytvořených pro stereofotogrammetrii, jsou výsledky velmi přesné. Je-li využito komerčně běžně dostupných kamer, nejsou všechny potřebné parametry dostatečně známy a to může zvýšit celkovou chybu analýzy (Allard a kol., 1995). Pro kvalitní hodnocení kinematických dat je tedy nutno znát a obnovit vnitřní parametry kamery (konstantu *f*, polohu hlavního bodu *H* a eventuálně znát průběh radiální distorze). Dále je nutné znát vnější parametry, které jsou dány polohou středu vstupní pupily vůči globálnímu souřadnému systému a dále orientací kamery v prostoru.

Zjišťování těchto parametrů nazývané procesem kalibrace kamer. V minulosti se jednalo o velmi zdlouhavý a časově náročný postup, který byl v posledních letech nahrazen automatickými postupy umožňujícími značně zkrátit čas potřebný k určení souřadnic sledovaných objektů. Nejmodernější systému pracují již prakticky v reálním čase, kdy se zpoždění (čas potřebný na výpočty nutné pro rekonstrukci objektu) pohybuje v řádu milisekund.

V praxi se pojem fotogrammetrické rekonstrukce často nahrazuje pojmem kinematická analýza. Používá se dvou forem:

- rovinná (dvojdimenzionální, 2D) analýza, která studuje pohyb pouze v jedné rovině;
- prostorová (třídimenzionální, 3D) analýza, která popisuje pohyb těla a jednotlivých tělních segmentů v prostoru.

Kinematická analýza pohybu se široce používá v různých oblastech – ve zdravotnictví (ortotika a protetika, fyzioterapie apod.), ve sportu (technika sportovního výkonu), v průmyslu (bezpečnost v automobilech, řízení pohybu strojů), v zábavě (filmový průmysl) i jinde.

Jak již bylo napsáno výše, v dnešní době jsou početní úkony rekonstrukce objektu prováděny prakticky zcela automaticky. Automatizace procesu vyžaduje buď určování polohy bodů v prostoru na základě odlišné barvy a kontrastu sledovaného objektu vzhledem k okolí nebo připevnění kontrastních značek (markerů) na pohybující se objekt. Tyto značky lze rozdělit do dvou skupin:

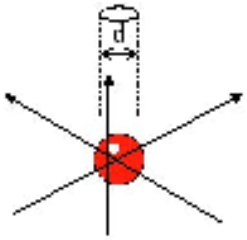
- aktivní – světlo vyzařující,
- pasivní – světlo odrážející.

Výhodou aktivních markerů je zajištění vyššího kontrastu vůči pozadí, možnost měřit v terénu na přímém slunečním světle (mimo laboratoř) či měřit na větší vzdálenosti, ale nevýhodou je složitá instalace a potřeba zajistit přívod energie, zpravidla pomocí kabeláže a baterií, které se připevňují na tělo a do jisté míry omezují volnost pohybu při měření.

Dříve bylo nutné identifikaci pohybu objektu provádět manuálně. Bartlett a kol. (2007) srovnával míru variability při běhu na běhátku při použití markerů (automatické identifikaci) a bez markerů (ruční identifikaci). Zjistil, že použití markerů umožňovalo spolehlivě měřit celkovou variabilitu úhlových parametrů kolene a kyčle (ω^2 = 97 % a 93 %), zatímco při ruční digitalizaci byla přesnost mnohem nižší (ω^2 = 72 % a 48 %).

Poté co jsou markery digitalizovány a identifikovány je možně vypočítat jejich třídimenzionální souřadnice. Nejčastěji používanou a nejvíce rozšířenou technikou byla donedávna přímá lineární transformace (anglicky direct linear transformation, DLT, Abdel-Aziz a Karara, 1971). V poslední době již bývá nahrazena novější metodou nazývanou Bunde adjustment (Triggs a kol., 1999), která provádí současně jak globální nelineární optimalizaci pro zjištění externích parametrů kamer tak i výpočet 3D souřadnic. Zjednodušeně řečeno pracuje na principu, kdy se sestrojí obrovská matice nelineárních rovnic a úkolem je ji vyřešit. Při vlastním měření se využívá vnějších a vnitřních parametrů kamer pro vytvoření paprsků směřujících od kamery k markeru. V místě, kde se protnou se spočítají prostorové souřadnice markeru.

Pochopitelně, že paprsky všech kamer se nikdy neprotnout v jednom bodě v prostoru. Jedná se vlastně o mimoběžky a při výpočtu prostorových souřadnic je úkolem najít takové řešení, aby byla vzdálenost mimoběžek co nejmenší. Velikost tohoto prostoru je označována jako reziduální nezjistitelná chyba (tzv. 3D reziduál) (Qualisys, AB, 2009), který vyjadřuje vzdálenost od konečné vypočtené polohy bodu v prostoru v níž se kříží (ne zcela protínají) přímky všech kamer (viz obrázek 4, hodnota *d*). Jedná se vlastně o průměr koule, v níž se nacházejí všechny paprsky kamer.



Obrázek 4 – Grafické znázornění 3D reziduálu (Qualisys, AB, 2009)

2.8.3 Základy kinematické analýzy pohybů lidského těla

Jedním z hlavních principů kinematické analýzy je dodržení podmínky kolinearity, tzn. že spojnice sledovaného bodu na objektu a jeho zobrazení v kameře tvoří přímku, která prochází ohniskem kamery. Je-li dodržena tato podmínka, může být využito geometrických a trigonometrických vztahů pro určení prostorových souřadnic sledovaných bodů.

Jak již bylo řečeno výše, bylo publikováno několik metod 3D transformace, z nichž byla v minulosti nejrozšířenější a nejčastěji diskutovanou přímá lineární transformace (DLT), kterou poprvé popsali v roce 1971 Abdel-Aziz a Karara. Jedná se o proces, při němž jsou známé lokální souřadnice bodu spolu se souřadnicemi kalibračních bodů použity pro vyřešení sad lineárních rovnic. Tato sada rovnic je řešena s použitím metody nejmenších čtverců, která poskytne prostorové souřadnice každého bodu. Kolineární fotogrammetrický vztah zajistí mapování prostorových souřadnic na lokální souřadnice. Toto mapování je funkcí 16 fyzických parametrů popisujících centrální projekční model kamery. Obvykle není těchto 16 parametrů známo, takže musí

být určeny pomocí kalibrační procedury. DLT lze získat z kolineárních vztahů. Podmínka kolinearity může být upravena do formy vyžadující 11 koeficientů a těchto 11 koeficientů je funkcí 16 fyzických parametrů. Výhodou DLT proti starším metodám je, že není nutné znát polohu a orientaci kamery, vzdálenost kamery od objektu ani žádné vnitřní parametry kamery. Minimální počet kalibračních bodů pro tuto techniku je 6. Větší počet bodů zvýší přesnost rekonstrukce. DLT, ovšem nemusí nutně vytvořit koeficienty, které by odpovídaly ortogonálnímu uspořádání. Hatze v roce 1988 vytvořil modifikaci DLT nazývanou modifikovaná DLT (anglicky modified DLT, MDLT), která tento problém řeší.

Modifikací DLT transformace, která tuto podmínku také zajišťuje, je PPT (anglicky physical parameter transformation). Stejně jako DLT i tato technika je založena na kolineárních fotogrammetrických vztazích. V tomto případě rotační orientační matrice kamery s ohledem na prostorový souřadný systém zajistí 9 z 16 fyzických parametrů. Pokud je rotační orientační matice kamery vyjádřena jako funkce tří odpovídajících úhlů, počet fyzických parametrů se sníží na 10. Minimalizace chyby mapování s ohledem na těchto 10 fyzických parametrů automaticky zajistí ortogonalitu výsledné orientační matice. PPT metoda může být použita i pro panorámující kamery, pokud je známa změna orientace kamery.

Stivers a kol. (1993), který tuto metodu publikovat, sledoval rozdíl v přesnosti při použití DLT a PPT s panorámováním při filmování dvou kontrolních objektů z nich každý byl složen z 15 symetricky rozmístěných bodů. Každý z objektů měl objem 1 m^3. Souřadnice každého bodu byly změřeny s přesností 3 mm. Tyto dva objekty byly od sebe horizontálně vzdáleny 3 metry. Kalibrace prostoru a orientace os souřadného systému byly provedeny pomocí pravého z obou objektů. Byly použity tři kamery. Boční panorámující kamera spolu s čelní stacionární kamerou byly použity pro PPT. Třetí kamera byla boční stacionární a její data bylo společně s čelní stacionární kamerou použita pro DLT. Přesnost byla zjištěna pomocí spočítání střední kvadratické hodnoty pro rekonstruované objekty. Chyba rekonstrukce pro nekalibrační objekt (levý) byla 29,8 mm pro DLT a 5 mm pro PPT. Rekonstrukční chyba pro pravý objekt byla 5,34 mm, pro DLT a 4,6 mm pro PPT. Jelikož PPT metoda vykázala přibližně šestinou chybu při rekonstrukci nekalibračního objektu, Stivers usuzuje, že PPT metoda má lepší extrapolační charakteristiky než DLT a vysvětluje to faktem, že použití PPT techniky zajišťuje ortogonalitu souřadného systému, což není možné u metody DLT.

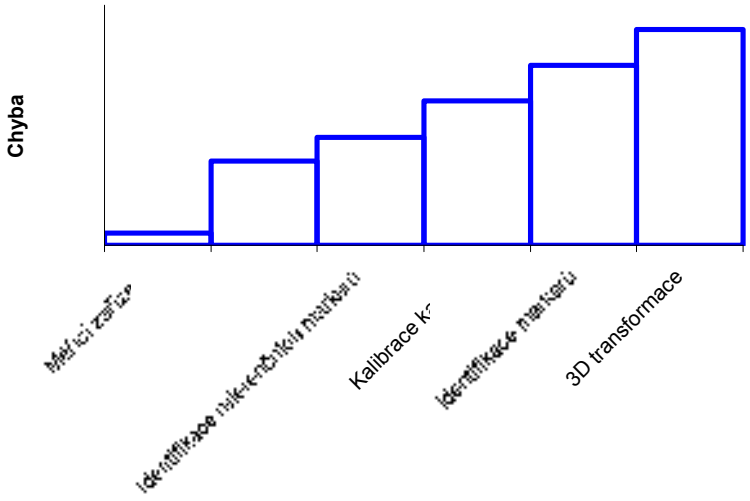
V posledních letech DLT transformace ustupuje do pozadí a pro výpočet polohy kamer využívá metoda Bunde adjustment (Triggs a kol., 1999). Založená na kalibraci pomocí pohybu dvou markerů umístěných na tyči s přesně definovanou vzdáleností a pravoúhlého rámu.

2.8.4 Přesnost měření kinematického analyzátoru obecně

Variabilita opakované pohybu se vyznačuje velmi malými rozdíly v jednotlivých opakováních. Proto bude klíčovou roli hrát přesnost naměřených kinematických dat. Jejich přesnost ovlivňují následující okolnosti (Allard a kol., 1995):

a) Měřící zařízení – rozlišení kamer vs. velikost markeru, optické zkreslení;
b) Kalibrační objekt – jeho velikost vs. vzdálenost kamer;
c) Identifikace referenčních markerů – velikost a viditelnost markerů;

d) Kalibrace kamery – počet kalibračních markerů, počet naměřených vzorků;
e) Identifikace markerů – velikost markerů, pozice markeru na okrajích kalibrovaného prostoru, manuální vs. automatická identifikace;
f) 3D transformace – algoritmus výpočtu prostorových souřadnic markeru v prostoru.



Obrázek 5 – Okolnosti ovlivňující chybu rekonstrukce bodu v prostoru (Allard a kol., 1995)

Přesnost určení souřadnic je do velké míry dána kvalitou měřičského objektivu (Pavelka, 2004). Neexistuje objektiv, který by nevykazoval optické vady. Optické vady lze rozdělit na:

- jednobarevné,
- barevné.

A dále na:

- Vady vznikající při zobrazování bodu:
  - sférická vada,
  - astigmatismus,
  - koma.
- Vady vznikající při zobrazování předmětu:
  - zklenutí pole.
  - zkreslení pole,

Přičemž sférická vada, koma, barevná vada čoček a astigmatismus mají vliv na kvalitu zobrazení, ale jen druhotně ovlivňují přesnost měření (Pavelka 2004). Distorze objektivu (radiální a tangenciální) ovlivňuje geometrii zobrazení a tudíž mají vliv na přesnost měření. K distorzi objektivu dochází nepřesnostmi při jejich výrobě, kdy jednotlivé prvky objektivu nemají ideální tvar a nejsou srovnány přesně do optické osy.

Poliner, Kluta, Micocci (1993) zjišťovali jak ovlivňuje optické zkreslení objektivu chybu kinematické analýzy v případě použití DLT transformace bez znalosti vnitřních parametrů kamery. Při experimentu bylo použito 2D analýzy s pouze čtyřmi

kalibračními body. Chyby byly vyjádřeny jako rozdíl vzdáleností mezi skutečnými (naměřenými) hodnotami a hodnotami získanými po rekonstrukci. Ukázalo se, že při použití širokoúhlého objektivu byla chyba způsobená zkreslením obrazu až 10 %. Dokonce i při použití standardních objektivů byla zjištěna určitá chyba. Velikost dosažené chyby také ovlivní umístění kalibračních bodů. Poliner, Kluta, Micocci dále zjistili, že:

- Chyby ve středu obrazu byly relativně malé. Dále od středu obrazu se chyby zvětšují, aby se následně zmenšily kolem kontrolních bodů a pak opět zvětšily na okrajích obrazu.
- Chyby na okrajích obrazu se zmenšovaly pokud byly kontrolní body umístěny blíže k okrajům.
- Poloha a velikost prvního maxima chyby se zvyšuje v závislosti na vzdálenosti kontrolních bodů od středu obrazu.

V případě, že kontrolní body byly umístěny v 80 % vzdálenosti od středu obrazu nahoru a dolů a zároveň 57 % vzdálenosti k pravému a levému okraji, byly maximální naměřené chyby 0,5 % pro standardní objektiv a 1,5 % pro širokoúhlý objektiv.

Z uvedeného vyplývá, že pro minimalizování chyb je nutné umístit kameru tak, aby se sledovaný pohyb odehrával v plném rozsahu obrazu záznamu, čímž se zajistí maximální možné rozlišení a zároveň zvolit kalibrační body tak, aby rovnoměrně pokrývaly celou tuto oblast.

Existuje celá řada zdrojů chyb kinematické analýzy, ale nejvýznamnější a nejčastěji zanedbávaný zdroj největších chyb je přičítán kalibračnímu objektu. Kalibrace využívaná při DLT používá kalibračních kontrolních bodů, které jsou rozmístěny v prostoru (zpravidla na pevném rámu) a jejichž souřadnice v globálním souřadnicovém systému jsou předem známy. Tento rám se umísťuje do prostoru v němž se bude odehrávat sledovaný pohybový děj a s jeho pomocí se následně počítají vnější a vnitřní parametry kamer. Nověji se kalibrace provádí pohybem tyče se dvěma značkami na koncích v prostoru budoucího pohybu sledovaného objektu. Cerveti, Borghese a Pedotti (1998) porovnávali tyto dvě kalibrační metody (tedy metodu Bunde adjustment s „klasickou“ s použitím pevných kontrolních bodů s definovanými souřadnicemi na bázi DLT) a došli k závěru, že obě metody kalibrace poskytují srovnatelné výsledky.

Jelikož není možné kalibrovat zařízení na vyšší přesnost než je přesnost standardu, vůči kterému jej porovnáváme, doporučuje se, aby kalibrační standard byl desetkrát přesnější než požadovaná přesnost analýzy (Doeblin, 1975). Minimální počet referenčních bodů pro zjištění neznámých parametrů je různý pro různé rekonstrukční techniky. Leroux, Allard a Murphy (1990) měřili pozici značek s přesností ± 0,02 mm na kalibračním rámu o objemu 0,027 m3 (o hraně 0,3 m), při vzdálenosti kamery od objektu 0,6 m. Pro 8 kalibračních bodů činila velikost absolutní chyby 0,41 mm, pro 21 bodů byla absolutní chyba 34 mm.

Rozmístění referenčních značek je také velmi důležité. Leroux, Allard a Murphy (1990) porovnávali chyby po kalibraci s dodatečnými značkami vysunutými dopředu, dozadu nebo doprava vůči referenční krychli. Za začátek umístili 8 referenčních bodů na rohy krychle. Poté bylo přidáno dalších sedm markerů. Výsledky ukazují, že posunutí referenčních bodů přibližně zdvojnásobilo velikost chyby, a to zejména v rovině kolmé na rovinu záznamu. Aby byly omezeny chyby způsobené extrapolací měly by se všechny sledované body pohybovat uvnitř kalibrovaného prostoru. U bodů, které se nacházely vně kalibrovaného prostoru byly chyby přibližně dvojnásobné nebo i

větší. K podobným zjištěním došli i Wood a Marshall (1986), kteří zjistili, že extrapolační chyby byly o 50–100 % větší než chyby intrapolační.

Přesnost měření může být posuzována ze dvou hledisek (Allard a kol., 1995):

1) Opakovatelnost měření od jednoho snímku k druhému – *preciznost*. Preciznost může být vyjádřena jako standardní odchylka chyb děleno rozsahem pohybu, jenž je definován jako diagonála prostoru v němž se pohyb odehrává (za předpokladu, že se jedná o kvádr). Může být měřena s použitím statických značek a měří pouze chyby („šumy“) systému. Pomocí preciznosti ale nelze definovat měřící systém, protože závisí na základním rozlišení snímacího senzoru a zároveň na pozici markerů použitých v testu. Proto je nutné použít lépe hodnotící kritéria.

2) Sledování chyb vypočtenými jako rozdíl mezi naměřenými hodnotami a skutečností – *přesnost*. Přesnost měření poskytuje více konzistentní informace odrážející chyby s nimiž se setkáváme při 3D analýze. Pro měření přesnosti porovnáme souřadnice získané rekonstrukcí bodů se skutečnými souřadnicemi. Nejpřesnější moderní systémy jsou schopny měřit odchylky menší než 0,5 mm v krychli o straně 1,5 m, což do značné míry představuje současný technologický limit (Ferigno, 1990).

Alternativou je použití statistického přístupu. K tomu lze například použít tyče s přesně určenou délkou se dvěmi markery na koncích, která se pohybuje v definovaném prostoru. Lze měřit odchylky naměřené délky od skutečné (Borghese a Ferigno, 1990). Tento typ testu poskytuje informace o zachování délky, ale dále i o přesnosti měření v osách souřadného systému. K tomu je zapotřebí zjistit odchylky v absolutní vzdálenosti značek na koncích tyče a dále analyzovat chyby značek v osách souřadného systému. Chyba ve vzdálenosti v jednotlivých osách je převedena na vektory a tyto jsou následně promítnuty na osy souřadného systému, čím lze získat složky chyb v ose Z, Y, a Z. Borghese a Ferigno (1990) dále zjistili, že standardní odchylky chyb každého markeru byly $1/\sqrt{2}$ krát větší než standardní odchylka vzdálenosti. Dále zjistili, že přesnost v osách závisí na postavení kamer. Prokázali, že nejvyšší přesnosti se dosahuje při úhlu kamer blížícímu se 90^{o}. V tomto případě jsou chyby rozmístěny v poměru 1:1 ve vertikále a $\sqrt{2}$:1 v horizontále a v hloubce.

Yuan a Ryd (2000) analyzovali chyby při rentgenové stereometrické analýze. Zjistili, že chyby v ose Z (kolmé na pohled obou kamer) byly v porovnání s osou X a Y přibližně 2,7 krát větší. Dále sledovali vliv počtu kalibračních bodů na velikost chyb při rekonstrukci a zjistili, že pokud se počet kalibračních bodů zvýšil ze 7 na 21, přesnost se zvýšila o 11 %, ale při dalším zvyšování počtu kontrolních bodů se přesnost zvyšovala jen málo. Zvýšení počtu kalibračních bodů může zlepšit orientaci kamery v prostoru, ale nezmění rozmístění chyb, takže největší chyby budou vždy na okrajích analyzovaného prostoru a čím dále se pohyb odehrává od kalibrovaného prostoru.

Dalším klíčovým okamžikem ovlivňujícím přesnost 3D rekonstrukce je synchronizace kamer. Jelikož kamery s fázovou synchronizací jsou velmi drahé, používají se různé techniky jak dosáhnout této synchronizace jinak a tím ušetřit nemalé finanční prostředky. Pourcelot a kol. (2000) navrhuje několik způsobů jak tuto synchronizaci zabezpečit. Mezi nejjednodušší patří detekce určitého klíčového okamžiku v průběhu pohybu zaznamenaného současně všemi kamerami. Další možností je použití světlo emitujících diod, či použití fotoblesku či zažínání žárovek. Tyto

synchronizační techniky však neberou v úvahu časový posun mezi kamerami, který může vést ke značným nepřesnostem v analýze. Tento nedostatek lze odstranit využitím genlokovatelných videokamer nebo využitím numerických metod synchronizace. Matematické synchronizace hledají takový rozdíl ve fázování vedoucí k nejmenším chybám v DLT pohybujícího se objektu. Pourcelot a kol. (2000) zjistil, že matematická synchronizace může spolehlivě nahradit hardwarovou. K podobným závěrům došli i Yeadon a King (1999), kteří také prováděli synchronizaci dat získaných ze standardních videokamer pomocí dodatečných výpočtů při DLT. Zjistili, že chyba naměřených dat vyjádřená jako střední kvadratická hodnota byla okolo 0,010–0,011 m pro různé kamery, počet kalibračních bodů, vzdálenost kamery od pohybujícího se objektu, apod.

Pro vyjádření těchto chyb měřícího přístroje se používají různé hodnoty, např. rozptyl, směrodatná odchylka, rozptyl aritmetických průměrů, směrodatná odchylka aritmetických průměrů, střední kvadratická hodnota, apod.

Střední kvadratická hodnota (anglicky root mean squared, rms) je odmocnina z průměru čtverců a používá se pro zjišťování efektivních hodnot funkcí oscilujících kolem nuly a u kterých nezáleží na znaménku. Používá se tedy místo klasického průměru, protože u funkcí tohoto typu je vlastně roven nule. U funkcí, které nepřekračují osu x je *rms* rovno absolutní hodnotě průměru, v našem případe (viz testy v kapitole 2.8.6) tedy přímo rovno průměru.

$$rms = \sqrt{\frac{\sum x_i^2}{n}} \tag{5}$$

Rozptyl (výběrový) (anglicky variance, var):

$$s^2 = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})^2}{n-1} \tag{6}$$

Směrodatná odchylka je odmocnina z rozptylu (anglicky standard deviation nebo root mean square error) a používá se pro odhad chyby měření při jeho jedné realizaci.

$$s = \sqrt{s^2} \tag{7}$$

Rozptyl aritmetických průměru:

$$\bar{\sigma}^2 = \frac{s^2}{n} \tag{8}$$

Směrodatná odchylka aritmetických průměrů se používá pro odhad chyby měření při *n* realizacích stejného měření.

$$\bar{\sigma} = \frac{s}{\sqrt{n}} \tag{9}$$

Rozptyl aritmetických průměrů a směrodatná odchylka aritmetických průměrů se používají pro stanoveni chyby měření při více opakovaní téhož měření (čím vícekrát se měření zopakuje, tím menší je pravděpodobnost chyby).

Při stanovení chyby přístroje zjišťujeme směrodatnou odchylku jako takovou. Při vlastním měření se pak výsledek uvádí jako:

$$X = x \pm s \tag{10}$$

Při opakovaných měřeních se výsledek uvádí jako:

$$X = \bar{x} \pm \frac{s}{\sqrt{n}} \tag{11}$$

Allard a kol. (1995) doporučuje používat střední kvadratickou hodnotu, která mnohem spolehlivěji ukazuje na odhad přesnosti použitým metod a vyjadřuje ji takto:

$$E_{RMS} = \frac{\sqrt{\sum (x_R - x_i)^2}}{n} \tag{12}$$

kde n odpovídá počtu pozorování, x_r je referenční hodnota a x_i je chybová (naměřená) hodnota.

2.8.5 Optoelektronický kinematický analyzátor Qualisys

Při našem experimentu byl použit optoelektronický analyzátor švédské firmy Qualisys, který používá pro sledování pohybu měřeného objektu vysokofrekvenční kamery s využitím pasivních či aktivních markerů. Jedná se o technologii, která může poskytovat prostorové souřadnice téměř v reálném čase (zpoždění 7 ms). Softwarové nástroje, které jsou součástí systému, umožňují jak snadné výpočty základních kinematických veličin, tak i náročné komplexní kalkulace (modely tělních segmentů, Eulerovy úhly, apod.).

Systém využívá široce rozšířený princip odrazu infračerveného světla od reflexního materiálu naneseného na povrch značky, která se připevňuje na pohybující se objekt. Vnitřními algoritmy a infračerveným filtrem umístěným před objektiv kamery lze docílit toho, že systém registruje pouze odrazy od reflexního materiálu na povrchu značek a tudíž je relativně snadné odečíst polohu středu markeru na záznamovém médiu. Systém Qualisys využívá pro záznam obrazu optické senzory s vysokým rozlišením (v našem případě CMOS s rozlišením 1,3 Mpx), které umožňují v plném rozlišení snímat pohyb s frekvencí až 500 Hz. Počet kamer je v podstatě neomezený a pro počet současně sledovaných markerů je limitující hodnotou 400 markerů. Podrobnosti k technickým parametrům použitých kamer jsou v tabulce 2.

	3-SERIE
Velikost CMOS senzoru (pixelů)	1280×1024
Maximální frekvence v plném rozlišení	500 f/s
Maximální frekvence s redukovaným polem zobrazení	10000 f/s
Maximální počet markerů při maximální frekvenci	400
Maximální frekvence videozáznamu v plném rozlišení	500 f/s

Tabulka 2 – Parametry použitých infračervených kamer Oqus 300

Systém využívá různé typy kalibrace. Nejčastěji se využívá kalibrace pomocí hůlky na jejíchž koncích jsou umístěny reflexní značky (markery) jejichž vzdálenost je přesně změřená a rámu ve tvaru L. (tzv. wand calibration). Touto hůlkou se pohybuje v prostoru, kde se bude realizovat vlastní měření. Tím vznikne řada 2D snímků, ale 3D

souřadnice nejsou známy. Pro spočítání externích parametrů a 3D souřadnic markerů na hůlce se využívá proces nazývaný Bundle adjustment (Triggs a kol, 1999).

Interní parametry pro použitý standardní objektiv Cosina 24 mm jsou následující: (v subpixlech, kde pro kameru Oqus-3 je na CMOS 81 920 subpixelů v horizontálním směru, což při fyzické velikosti čipu 17.9 mm přestavuje 0.000218505 mm (17,9 mm / 81 920 subpixelů)).

Fokální vzdálenost:	13498.17968750000
	113521.71875000000
Střed:	42015.636718750000
	32412.833984375000
Radiální distorze:	-0.10826636105775833
	+0.095059312880039215
Tangenciální distorze:	-0.00019168834842275828
	+0.00080710696056485176
Šikmost:	0.000000000000000

Rozdíly mezi jednotlivými kamerami se projeví na třetím řádu (s vyjímkou tangenciální distorze, kde jsou rozdíly značné):

Určení polohy markeru v prostoru se děje za použití triangulace. Aby se minimalizovat počet falešných markerů, sleduje se pohyb markeru v prostoru (tzv. tracking) s cílem vytvořit trajektorii markeru v prostoru. Podaří-li se vysledovat pohyb markeru pro několik snímků, je možné predikovat polohu markeru v následujícím snímku a společně s průsečíkem paprsků minimalizovat vznik falešných trajektorií vznikajících díky náhodnému křížení paprsků.

2.8.6 Přesnost kinematického analyzátoru Qualisys

Je zřejmé, že pohyb pravé ruky z volantu na řadící páku a zpět bude vykazovat jen velmi malou variabilitu. Proto jsme provedli několik testů, abychom zjistili jak přesně dokáže kinematický analyzátor Qualisys identifikovat stacionární i pohybující se bod v prostoru.

Pro posouzení jsme použili následující testy:

- Statické testy
  - Frekvence kamer, velikost markeru a 3D reziduál;
  - Počet a kamer, velikost markeru a 3D reziduál;
- Dynamické testy
  - Vzdálenost dvou bodů v prostoru;
  - Úhel v prostoru.

Při testování bylo postaveno deset kamer Oqus-3 okolo místa měření ve vzdálenosti cca 2 m. Poloha kamer vzhledem k počátku globálního souřadného systému byla následující:

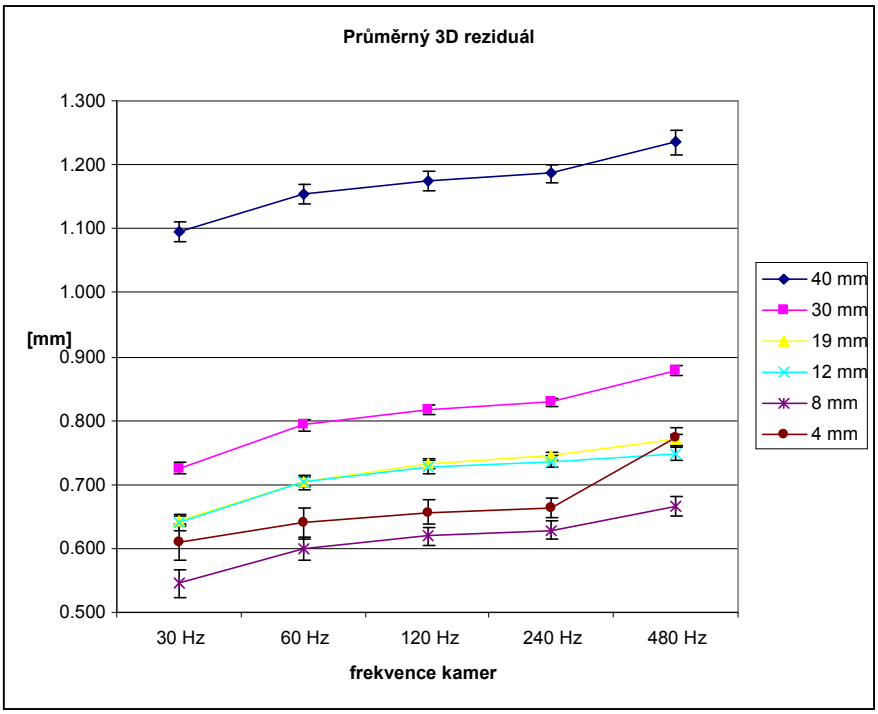
Kamera č.	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	Průměrný residuál při kalibraci [mm]
01	633.48	1585.41	1780.71	0.56953
02	1668.34	-1127.44	1760.76	0.63138
03	-365.37	1741.45	1792.51	0.62359
04	-372.26	-1379.45	1804.76	0.71480
05	157.34	-1695.13	1795.26	0.55139
06	-1078.40	254.37	1731.01	0.51106
07	-1099.00	1122.07	1766.86	0.75749
08	1632.21	999.49	1799.83	0.71635
09	-1067.46	-385.69	1717.34	0.57381
10	1886.94	-174.11	1764.75	0.62808

Tabulka 3 – Poloha kamer vzhledem k počátku globálního souřadného systému

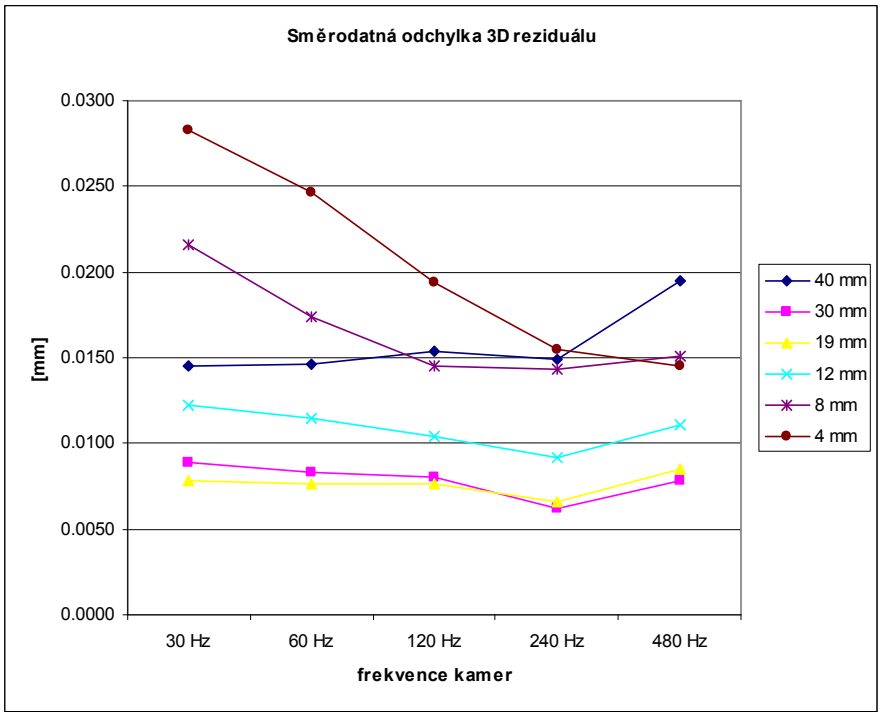
Pro statické testy jsme na rovnou desku umístěnou ve výši 0,75 m nad zemí položili šest markerů velikosti 4, 8, 12, 19, 30 a 40 mm a zaznamenali jejich polohu s různou záznamovou frekvencí (30, 60, 120, 240 a 480 Hz). Následně jsme vyhodnotili velikost 3D reziduálu a směrodatné odchylky 3D reziduálu pro různou frekvenci kamer, počet kamer a velikost markeru. Pro dynamické testy byla použita tyč s markery na koncích, u níž byla od výrobce stanovena jejich vzdálenost a rám ve tvaru L, na němž byly umístěny tři markery (dva na koncích a jede na vrcholu). Tyto tři markery byly následně použity pro výpočet tříbodového úhlu. Tyčí a rámem jsme volně pohybovali v kaliborovaném prostoru po dobu 5 s a pohyb jsme snímali s různou záznamovou frekvencí. Výsledky měření byly následující:

Frekvence kamer, velikost markeru a 3D reziduál

Obrázek 6 a 7 ukazuje, že s rostoucí frekvencí významně roste velikost 3D reziduálu a současně se hodnota 3D reziduálu významně zvyšuje s velikosti markeru zatímco směrodatná odchylka s rostoucí frekvencí mírně klesá.



Obrázek 6 – Průměrná velikost 3D reziduálu pro různou frekvenci kamery a velikost markeru (10 kamer)

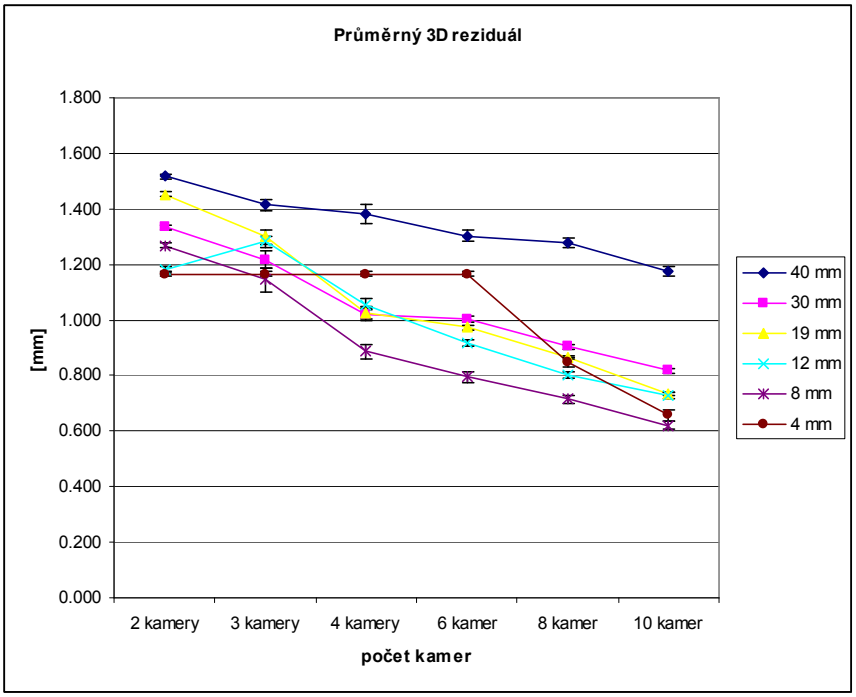


Obrázek 7 – Směrodatná odchylka průměrného 3D reziduálu pro různou frekvenci kamery a velikost markeru

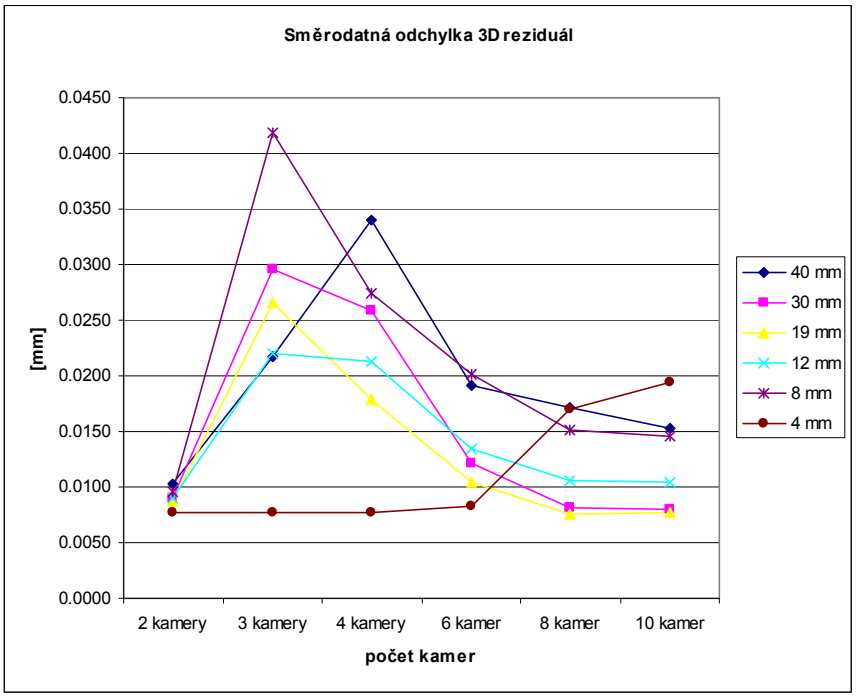
Počet kamer, velikost markeru a 3D reziduál

Obrázek 8 a 9 ukazuje, že průměrný 3D reziduál klesá s rostoucím počtem kamer, které v daném okamžiku sledují marker a klesá také se zmenšující se velikostí

markeru. Směrodatná odchylka byla velmi nízká při dvou kamerách, pro tři kamery výrazně roste a pak s rostoucím počtem kamer klesá. Za povšimnutí stojí fakt, že u markeru velikosti 4 mm byl 3D reziduál poměrně velký i s rostoucím počtem kamer a přitom byla jeho SD velmi nízká. Domníváme se, že velikost markeru se již pohybovala na hranici rozlišení kamer resp. pod ní, takže poloha markeru byla ve skutečnosti spočítána z méně kamer.



Obrázek 8 – Průměrná velikost 3D reziduálu pro různý počet kamer a velikost markeru (120 Hz)



Obrázek 9 – Směrodatná odchylka průměrného 3D reziduálu pro různý počet kamer a velikost markeru (120 Hz)

Vzdálenost dvou bodů v prostoru a frekvence kamer

Referenční hodnota daná výrobcem byla 750,4 mm. Naměřené hodnoty ukazuje tabulka 4.

Frekvence [Hz]	30	60	120	240	480
Průměr [mm]	750.55	750.53	750.73	750.57	750.64
Sm.odch. [mm]	0.434	0.457	0.425	0.756	0.660

Tabulka 4 – Naměřená vzdálenost při různé snímací frekvenci (pro deset kamer)

Úhel v prostoru a frekvence kamer

Obdobně jsme postupovali při hodnocení přesnosti výpočtu tříbodového úhlu. Referenční hodnota byla 90°. Naměřené hodnoty jsou v tabulce 5.

Frekvence [Hz]	30	60	120	240	480
Průměr [°]	90.23	90.33	90.34	90.33	90.34
Sm.odch. [°]	0.0914	0.1040	0.0688	0.0686	0.0807

Tabulka 5 – Naměřený úhel při různé snímací frekvenci (pro deset kamer)

Shrnutí k přesnosti kinematického analyzátoru

3D reziduál stacionárního markeru velikosti 12 mm pro 4 kamery snímající frekvencí 120 Hz byl 1,056 mm (s = 0,0214), ale i v případě, že je poloha markerů v daný okamžik počítána pouze ze dvou kamer, hodnota 3D reziduálu byla 1,181 mm (s = 0,009). 3D reziduál stacionárního markeru vykazuje minimální detekovatelné rozdíly. U pohybujících markerů jsou hodnoty vyšší. **Při rekonstrukci bodů pohybujících se v prostoru systém pracoval s chybou okolo 0,5 mm, respektive 0,1°.**

2.8.7 Variabilita pohybu

Pohyby lidského těla lze rozdělit podle několika kritérií na:

- *Pohyby cyklické a acyklické*
  - s přesně definovaným začátkem a koncem (např. přemístění předmětu z místa A do místa B),
  - bez přesně definovaného začátku a konce (např. upažování, otvírání úst, chůze, běh),
- *Pohyby různé složitosti*
  - jednoduché – v jednom kloubu (jednoosé klouby, víceosé klouby),
  - složité – komplexní pohyby se zapojením více kloubů (segmentů),
- *Pohyby různého rozsahu*
  - v malém rozsahu – jemná koordinace (např. pohyb ruky při psaní, Conditt, 1997),
  - ve velkém rozsahu (např.vzpažování a připažování),
- *Pohyby různou rychlostí*
  - pomalé,

    - rychlé,
- *Pohyby rozdílné na základě lateralizace*
    - dominantní končetinou,
    - submisivní končetinou.

Cyklicky se opakující operace a úkony malé složitosti jsou považovány za monotónní činnosti, (za nejvyšší stupeň monotonie se považuje opakování cyklů v intervalech kratších než 0,5 minuty) a psychický stav organismu navozený těmito podmínkami, kdy nedostatek podnětů má za následek vznik útlumu CNS, ztrátu pozornosti a bdělosti, což může mimo jiné být i příčinou větší incidence úrazovosti. Monotónní podmínky mohou být pro některé osoby typem stresoru, kdy snížená aktivace psychofyziologických funkcí není v souladu s potřebou vykonávat činnost, v níž se více uplatní jejich schopnosti a dovednosti. Rozhodující je přitom "individuální tolerance" k monotónní práci. Z toho vyplývá, že různí jedinci mohou rozdílně reagovat na jednotvárnou a opakující se činnost. Mohou reagovat negativně, neutrálně až pozitivně, tzn., že monotónní práce jim vyhovuje. Tolerance je do jisté míry závislá na typu osobnosti. Např. introverti jsou méně závislé na dění v práci a okolí, vyrovnávají se snadněji s monotónními úkoly než extroverti. Pokud jde o inteligenční úroveň, často se tvrdí, že osoby s vysokou inteligencí hůře snášejí monotonii, avšak nepodařilo se nám najít publikace, které by toto tvrzení potvrzovaly. Spíše se dá předpokládat, že rezistence proti monotonii je závislá na celkovém životním stylu, na motivaci a na aspirační úrovni. Jsou-li dlouhodobě prováděné úkony spojeny s fyzickým zatížením, může dojít k únavě. Únavou rozumíme snížení schopnosti vykonávat činnost, které vyplývá z předchozího úsilí. Fyziologicky je únava založena na hromadění metabolitů v krvi či ve svalech. Psychologicky je provázena subjektivně pociťovanými projevy zhoršeného vnímání, snížené pozornosti, zpomalené výbavnosti aj.

Častým předmětem studií v lékařství (psychologii, psychiatrii, neurologii a řadě dalších oborů) jsou pohyby ruky na cíl („reach-to-grasp"). Již roku 1956 Napier popsal dva typy pohybů:

1) Uchopení na přesnost, kde se jedná o delikátní uchopení zpravidla dvěma prsty (prstový úchop palcem a ukazovákem) a jemnou manipulaci s předmětem. bez potřeby produkovat velkou sílu.
2) Silové uchopení, kde se jedná o uchopení více prsty a dlaní (dlaňový úchop) a přesnost manipulačního pohybu je nižší na úkor produkované síly.

Churchland a kol. (2005) předpokládá, že principální limity opakovaných pohybů se nacházejí v neuromuskulárním šumu. Alternativní možností je, že variabilita pohybu vzniká již ve fázi přípravy. Churchland a kol. měřil přípravnou fázi jednoho kortexového neuronu při velmi dobře nacvičeném pohybovém úkonu ruky. Malá variabilita neurální aktivity odpovídala malé variabilitě při pohybu ruky, přičemž minimálně polovina pozorované variability měla příčinu v přípravě pohybu, takže i u dobře naučených pohybů je schopnost provádět opakovaný pohyb identicky značně omezená.

Velmi často se v literatuře vyskytují výzkumy sledující vliv vizuální kontroly na přesnost pohybu. Dobbelsteen a kol. (2000) sledoval jak ztráta vizuální kontroly ovlivní přesnost pohybu ruky v prostoru. Testované osoby sledovaly pouze virtuální reprezentaci skutečného předmětu, který držely v ruce. Z analýzy vztahu počáteční a konečné pozice vyplývá, že hlavním zdrojem variability je odhad polohy konečného bodu pohybu spíše než směr pohybu. Obdobně Doeringer a Hogan (1998) testovali

rozdíly v pohybu ruky s vizuální zpětnou vazbou a bez ní při eliptických pohybech ruky. Zjistili, že vyloučení vizuální kontroly významně změnilo plynulost pohybu a subjekty nebyly schopny realizovat pohyb konstantní rychlostí. Navíc se plynulost pohybu ruky snižovala se snižující se rychlostí pohybu. Jejich výsledky naznačují, že kolísání rychlosti pohybu může být nedílnou součástí lidského pohybu.

Heath a kol. (2008) manipuloval s vizuální kontrolou pohybu ruky ovlivňováním monokulárního vidění, binokulárního vidění a ztráty vizuální kontroly s cílem zjistit, zda monokulární, binokulární či žádné vidění ovlivní variabilitu pohybu ruky. Výsledky ukazují, že manipulace s vizuálním podnětem ve fázi přípravy pohybu neovlivní dobu plánování ani kinematiku pohybu. Ovšem pro vlastní pohyb vykazuje binokulární vidění nejmenší variabilitu dohledání koncového bodu pohybu. K obdobným závěrům došel Heath už dříve (2005), když prováděl pohyby ruky směrem k trvale viditelnému cíli, který zmizel v okamžiku zahájení pohybu a k cíli, který zmizel určitý čas před zahájením pohybu. Při měření rozdílů v případě, kdy je ruka pod vizuální kontrolou nebo když je skrytá, zjistil, že skrytá ruka dohledávala cíl s větší chybou ve všech třech případech. V případech, kdy existovala vizuální kontrola polohy ruky, bylo naměřeno více korekcí pohybu, než při pohybech bez vizuální podpory.

Rash a kol. (1999) sledoval validitu 3D analýzy při flexi a extenzi prstů ruky. K tomuto účelu na klouby prstů umístil markery a opakovaně prováděl flexi a extenzi. Jelikož kinematické křivky nelze jednoduchou statistikou porovnávat použil měření známé jako koeficient násobné determinance (R_a^2). Koeficient R_a^2 = 1 znamená, že křivky jsou identické, R_a^2 = 0 znamená úplnou rozdílnost křivek. Výsledky 3D kinematické analýzy byly porovnávány s 2D fluoroskopií. Koeficient R_a^2 se pohyboval v průměru od 0,942 do 0,981, což dokládá, že přesnost 3D analýzy je srovnatelná s 2D fluoroskopií.

Z biologického pohledu je při plánovaní pohybu důležité pohyb naplánovat tak, aby se minimalizovali energetické nároky daného pohybu (Taniai a Nishii, 2006). Taniai a Nishii měřili variabilitu konečné polohy pohybu ruky v souvislosti s energetickým výdejem. Jejich výsledky ukazují, že je-li trajektorie pohybu naplánována s cílem minimalizovat energetické nároky, zvyšuje se variabilita pohybu. Pokud variabilita pohybu příliš roste, aktivují se korekční mechanizmy, které za cenu zvýšení energetického výdeje variabilitu pohybu sníží. Výsledky naznačují, že pohyby ruky jsou optimalizovány z pohledu výdeje energie (za cenu zvýšení variability pohybu) a tento fakt doporučují brát při analýze pohybů ruky v úvahu.

Variabilita pohybů je zkoumána i z dalších hledisek. Častou oblastí bádání je vliv věku. Sosnoff a Newell (2006) zkoumali rozdíly v intraindividuální variabilitě pohybu u mladých osob a u osob vyššího věku. Testované osoby absolvovaly čtyři pohybové úlohy vyžadující udržení setrvalého stavu (tremor prstů ruky a izometrickou sílu na třech úrovních). Starší jedinci vykázali větší variabilitu v silových testech. Hodnoty tremoru se nezměnily.

Yan, Thomas, Stelmach (1998) sledovali přesnost pohybu při pohybech na cíl u osob různého věku a měřili rychlost reakce, variabilitu rychlosti reakce, čas potřebný pro provedení pohybu, variabilitu času a doby mezi dvěmi fázemi pohybu (tam a zpět). Starší osoby zahájily pohyb později a s větší variabilitou reakční doby. Pohyb prováděly pomaleji a méně plynule, čas mezi fázemi pohybu byl celkově delší. Kvalita kontroly rychlých pohybů na přesnost ukazuje zhoršení u starších osob. Autoři předpokládají, že

příčinou je nedostatečný čas na plánování pohybu a ve zvýšené míře používání vizuální zpětné vazby při realizaci pohybu.

Vliv věku se při studiu variability pohybů často kombinuje s vlivem alkoholu. Jones a Neri (1994) testovali čtyři skupiny mužů různého věku, kteří vypili 0,68 g etanolu na 1 kg tělesné hmotnosti po ránu po předchozím desetihodinovém hladovění. Přitom měřili koncentraci alkoholu v krvi, sledovali udržování rovnováhy ve stoji (s otevřenýma a zavřenýma očima), třes rukou a pohyby očí. Rovnovážné schopnosti a třes rukou se zhoršily s věkem (před podáním alkoholu). Po podání alkoholu se rovnováha a třes rukou zhoršily u všech věkových skupin, přičemž míra zhoršení korelovala s koncentrací alkoholu v krvi. Pohyby očí se zvětšily zejména během akutní fáze intoxikace. Autoři uzavírají, že akutní efekt střední dávky etanolu na senzorické a motorické funkce se ve věku 20–59 let příliš neliší.

Rohrbaugh a kol. (1988) sledoval vliv alkoholu na motorické funkce u příležitostných pijanů při čtyřech dávkách alkoholu od 0 (placebo) do 1,05 g/kg aktivní tělesné hmoty. Sledoval pohyb paže a ruky k předem určenému cíli a naměřil pouze velmi malý efekt etanolu na rychlost a přesnost pohybu. Současně měřil mozkové potenciály mozku a zjistil klesající zapojení předních a zadních částí mozku, což by mohlo naznačovat vliv alkoholu na poruchy v plánování a řízení pohybů při zachování reakční rychlosti.

Milton, Randall, Erickson (1995) studovali vliv alkoholu (0,5 g/kg) a dalších látek na lokomoční pohyby u krys. Samotný alkohol pohyby neovlivnil.

Variabilita pohybu se studuje i při různých onemocněních. Například Thies a kol. (2009) na základě měření variability pohybu ruky u pacientů s mozkovou cévní příhodou konstatuje, že u těchto pacientů došlo ke změně v časování pohybů. Contreras-Vidal a Buch (2003) měřili pohyby ruky při pohybech na cíl u osob s Parkinsonovou chorobou a zjistili zvýšení variability pohybu.

Literaturu zabývající se přímo variabilitou operátorských pohybů řidiče se nám s výjimkou časových analýz pohybu nohou na pedálech (Cantin a kol., 2004; Zhang a kol., 2007) nalézt nepodařilo.

2.9. Tracking task

Tracking task je počítačová, případně i jiná (např. mechanická) „stíhací, sledovací“ úloha různé složitosti, která identifikuje a hodnotí chování lidského operátora a testuje interakci a integraci sensorických vjemů při kontrole motorických procesů a provedení motorické akce. Výhodou je, že umožňuje rozdělení na sensorický vstup, motorický výstup a centrální zpracování informace, přičemž je obrazem všech úrovní procesů sensomotorické integrace. Úloha tracking tasku může být velmi jednoduchá i velmi komplexní a společným znakem tracking taskových úloh je, že úkolem testovaného subjektu je sledovat určitý příkazový signál a s co největší přesností a rychlostí na něj, podle stanovených pravidel, odpovídat.

Vstupním zařízením bývá nejčastěji joystick, ale může jím být i volant, počítačový myš, trackball, touchpad, dotyková obrazovka či jiné „manipulandum“, které je ovládáno rukou, nohou, okem, případně jejich různou kombinací (ruka-noha).

Tracking task přes svou zdánlivou jednoduchost postihuje poměrně širokou škálu senzorických i motorických funkcí nejčastěji na ose oko-CNS-ruka. Ovšem tracking task nabízí i možnost testování jiných smyček, např. oko-CNS-noha, oko-CNS-oko, případně může být zrakový podnět nahrazen sluchových či hmatovým. Kromě klasického a nejrozšířenějšího testování v „single módu“ (tj. jedna končetina), může být vstupem kombinace dvou (dual task) i více končetin (multi task) současně, přičemž typ i náročnost úlohy se může měnit v čase a tracking task lze relativně snadno kombinovat s dalšími testy (např. měřením reakčního času).

Koordinace na smyčce oko-CNS-ruka vyžaduje:

- souhru proprioceptivního i senzorického vstupu,
- zpracování informací a provedení adekvátní reakce,
- kontrolu kvality prováděného motorického výstupu.

To vše je přirozeně pod výrazným vlivem různých exogenních i endogenních podmínek, jejichž kvalitní hodnocení stíhací úlohy tímto způsobem umožňují.

Historicky se tracking task požíval především pro simulace operátorských činností v automobilovém a leteckém průmyslu. Potřeba jasného hodnocení operátorských kvalit i pochopení psychomotorického výkonu nabyla důležitosti poprvé v období druhé světové války s nutností popsat aspekty chování pilotů vojenských letadel i dalších operátorů a hodnotit jednoduchým testem jejich dispozice pro tyto úkoly. To přineslo první využití stíhacích úloh pro měření reakčních časů a snahy o pochopení sensomotorických mechanismů (Prouza 2007). V současnosti se tracking task stává součástí kognitivně-behaviorálních testů, při nichž je snaha o porozumění individuálního ovlivnění jedince psychoaktivními látkami apod. Tracking task může být využit i jako terapeutická metoda založená na principu biofeedbacku.

Craik (1943, In Prouza 2007) popisuje „stíhání“ jako koordinovanou sensomotorickou reakci velkého stupně komplexity, spočívající na jedné straně v jednoduché reakci na úrovni podmíněného reflexu a na druhé straně v aplikaci většiny komplikovaných centrálních schopností zahrnujících predikci, kalkulaci, chápání problému. Vysvětlení práce při stíhacích testech na úrovni podmíněného reflexu již není aktuální, nicméně problematika modelu lidského operátora, popřípadě jeho umělého napodobení, je stále diskutována.

Existuje mnoho typů „stopovacích“ úloh. Wetherell (1996) je dělí na tyto základní typy.

- Úlohy *stíhací* (pursuit tracking task), kdy subjekt pronásleduje pohybující se cíl za účelem zachování konstantní pozice vůči němu.
- Úlohy *kompenzační* (compensatory tracking task) vyžadují po testovaném subjektu zachovávat neměnnou pozici, zatímco je silou různého charakteru nucen tuto pozici změnit (nabízí se analogní přirovnání této úlohy ke snaze zůstat stát na místě za poryvů větru).
- U *adaptivních* testů, které jsou kombinací obou předcházejících testů, se úhybné pohyby cíle zvětšují v závislosti na přibližujícím se stíhacím kursoru, a to umožňuje přizpůsobení testu individuálním schopnostem testovaného jedince.
- *Kritický* (critical) tracking task je nestabilní formou kompenzačního testu, ve kterém silová funkce postupně narůstá a test se tak stává více obtížným, až dosahuje kritických vlastností individuálních každému testovanému jedinci

(Moskowitz, 2000). Klein a Jex (1975) použili kritický tracking task a zjistili, že po požití alkoholu výkon ve stíhací úloze významně klesal.

Další klasifikace vychází z počtu funkcí ovládaných vstupním zařízením.

- „Zero order“ popisuje situaci kdy vstupní zařízení (např. joystick) ovládá pouze směr kursoru;
- „First order“, kdy joystick kontroluje směr a rychlost stíhacího kurzoru;
- „Second order“ je méně obvyklý typ. Mluvíme o něm v případě, kdy vstupní zařízení ovládá akceleraci (Wetherell, 1996).

Maylor a kol. (1990) použil vizuální tracking task v kombinaci s měřením rychlosti reakce na sluchový podnět ve dvou stavech – bez alkoholu a pod jeho vlivem. Testoval jak vliv alkoholu na samotný tracking task, tak i kombinaci řešení dvou úloh současně (tracking task a rychlost reakce na sluchový podnět) a zjistil, že přesnost tracking tasku se zvyšovala s tréninkem a byla zhoršena multitaskingem, ale alkohol přesnost tracking tasku neovlivnil. Rychlost rekce na zvukový podnět se zhoršila alkoholem a rozdělením pozornosti a zlepšila se tréninkem.

Prouza (2007) cituje několik autorů, kteří studovali vliv alkoholu na výkon při tracking tasku. Např. Hindmarsch (1990, In Prouza, 2007) hodnotí efekty čtyř různých dávek alkoholu (od 0.25 g/kg do 1 g/kg) a placeba, pomocí „standardní“ řady kognitivních a psychomotorických testů. Testy mimo jiné zahrnovaly jednoduché měření reakčního času, paměťový scanning a kritický tracking task. Své výsledky srovnává s výsledky podobných studií, hodnotících vliv ostatních psychoaktivních látek a s využitím relativního srovnání hodnotí behaviorální efekt těchto látek ve srovnání s alkoholem. Landauer (In Prouza, 2007) ve své studii z roku 1990 využívá tři motorické testy k hodnocení řidičských schopností 21 dobrovolníků po podání alkoholu, placeba, amytriptylinu a jejich kombinací. Jedním z použitých testů je i stíhací tracking task. Negativní efekty alkoholu na výsledky všech testů, podle jeho závěrů, ještě výrazně prohlubuje účinek antidepresiva amytriptylinu.

Srovnání efektu alkoholu na řidičský výkon v různých denních dobách se věnuje Dalrymple (2003, In Prouza, 2007). Hypotézou jeho experimentální studie je, že efekt alkoholu na operátorské schopnosti může mít výrazně vyšší negativní vliv v časných dopoledních a ranních hodinách, než večer a okolo poledne. Alkohol výrazně zhoršil stíhací přesnost, odchylku od terče, obzvláště v podmínkách snížené předvídatelnosti pohybu, ale nebyla prokázána souvislost mezi výkonem, konzumací alkoholu a rozdílnou denní dobou. Dalrymple shrnuje, že neprokázal závislost účinků alkoholu na psychomotorický výkon v různých denních časech.

Grant a kol. (2000) studoval vliv intravenózní infuze alkoholu na psychomotoriku v dávkách odpovídajících 0,2 a 0,5 a 0,8 g/kg a porovnával jej s orálním podáváním alkoholu v dávce 0,75 g/kg. Při intravenózním podávání alkoholu se úměrně se zvyšující se koncentrací prodlužoval i reakční čas a také výsledek tracking tasku se s rostoucí koncentrací alkoholu úměrně zhoršoval. Při orálním podávání alkoholu naměřil značně proměnlivé koncentrace alkoholu v krvi, což snižovalo spolehlivost testování. Doporučením bylo intravenózní podávání alkoholu při experimentech, kdy je nutné udržet koncentraci alkoholu v krvi v úzkém rozmezí.

2.10. Vnitřní prostředí

Častým předmětem studia biochemických parametrů u řidičů je především dynamika glukózy a insulinu u osob trpících diabetem melitu 1.typu. Graveling, Warren, Frier (2004) sledovali hladinu glykémie a řízení vozidla u diabetiků léčených insulinem. Konstatují, že hypoglykémie negativně ovlivňuje řidičské schopnosti a proto by se diabetici měli vyvarovat jízdy se sníženou hladinou glykémie. Konstatují, že ke zhoršení řidičských schopností dochází již při poklesu glykémie pod 4 mmol/l. Obdobně Cheyne a kol. (2004) zjišťoval vliv mírné hypoglykémie v kombinaci s alkoholem na kognitivní schopnosti řidičů s diabetem melitu 1.typu. Zjistil, že při mírné hypoglykémii (2.8 mmol/l) společně s malým množstvím alkoholu (43 mg/dl, čili méně než je legální limit ve Velké Británii) vzniká kumulativní efekt a dochází k významnému zhoršení kognitivních schopností.

Předmětem zkoumání je i vliv dlouhodobé řízení na dynamiku vnitřního prostředí organismu, i když takovýchto studií bylo provedeno poměrně málo. Tsopanakis (1998) sledoval vliv dlouhodobého řízení závodního automobilu (24 hodin jízdy se střídáním 1 hod. jízdy a 1 hod. pauza) na hladinu vybraných hormonů, antioxidantů, lipidů a enzymů. Hodnota testosteronu se neměnila, kortisol se významně snížil, AST se významně zvýšila, ALT se nezměnila, kreatinkináza se zvýšila šestinásobně, glukóza se nezměnila. Autor uzavírá, že kortisol, urea, AST a CK se zdají být vhodnými indikátory stresu a únavy. Chen a kol. (2005) studoval souvislost mezi dobou řízení a hematologickými parametry v souvislosti se zvýšeným rizikem srdečně-cévních onemocnění (KVO) u řidičů taxi. Výsledky byly nejednoznačné. Souvislost mezi hematokritem a KVO se neprokázala.

2.11. Shrnutí

V literatuře lze poměrně často nalézt výzkumy týkající se bezpečnosti silničního provozu. K tomuto účelu se používají vozidlové simulátory a problém je studován z řady hledisek (např. vliv věku, různých onemocnění, léků, toxických látek, spánkové deprivace aj.). Obdobně studium variability pohybů lidského těla je poměrně častým předmětem zkoumání v mnoha vědních oborech a literatura ukazuje, že k tomuto účelu se hojně využívají kinematické analyzátory. Z literatury i našeho vlastního experimentu vyplývá, že optoelektronické kinematické analyzátory jsou dostatečně přesné a jsou vhodným nástrojem pro studium variability pohybů člověka.

V rámci provedené literární rešerše jsme našli jen velmi kusé informace o studiu variability operátorských pohybů člověka v podmínkách řízení motorového vozidla a vlivu dalších faktorů na tuto variabilitu. Nenašli jsme žádnou metodiku jak takové testování provádět.

3. Popis problému

Technologický pokrok pomáhá rozvoji společnosti, stroje usnadňují manuální práci, zvyšují produktivitu práce a zlepšují životní úroveň. Ale zvyšující se počet strojů sebou nese mimo jiné i nárůst operátorských činností v populaci, s čímž roste význam přesného a bezchybného provádění operátorských činností v každodenním životě a s tím spojených problémů v případě chybného ovládání. Pro minimalizování negativních důsledků chybného ovládání strojů je nezbytné provádět operátorské pohyby s dostatečnou přesností a spolehlivostí.

Přesnost a spolehlivost je ovlivňována celou řadou okolností např. monotónností prováděných úkonů, dlouhodobým opakovaným prováděním pohybů, tělesnou a psychickou únavou, aktuálním zdravotním a psychickým stavem, rozdělením pozornosti na více úkolů současně, alkoholem, věkem, léky, rušivými vlivy okolí (např. hlukem či vibracemi), aj.

Mezi frekventované operátorské činnosti patří řízení motorového vozidla, kde chyby v provedení pohybů mohou mít vážné následky na majetku a zdraví osob.

Významným problémem z ekonomického hlediska jsou tzv. dopravní zácpy (kongesce). Podle Bílé knihy existuje vážné nebezpečí, že Evropa z důvodu kongescí ztratí svou hospodářskou konkurenceschopnost. Externí náklady kongescí pouze u silniční dopravy již dnes dosahují výše 0,5 % HDP Evropské unie. Uvědomíme-li si, že HDP EU v roce 2008 činil 11,2 bilionů €, jedná se o značné finanční prostředky. Dopravní prognózy pro následujících deset let naznačují, že pokud nebude v této oblasti nic vykonáno, dojde do roku 2010 k výraznému nárůstu kongescí v silniční dopravě. Rovněž náklady, které je možno zácpám přisoudit, vzrostou o 142 % a v absolutní výši dosáhnou 80 miliard EUR ročně (White book, 2001).

Důležitost studia operátorských činností řidiče dokládá například zpráva infoservisu ÚAMK (2008), podle níž zahynulo v roce 2001 v důsledku silniční dopravní nehodovosti na území Evropské unie cca 55 000 lidí a vysoký byl i počet zraněných lidí. Podceňovat nelze ani vysoké hmotné škody (na úrovni 2 % HDP) a nemalé jsou i dopady nehodovosti do sociální sféry. Tato fakta vedla orgány Evropské unie (EU) k vyhlášení ambiciózního cíle, který byl formulován v tzv. Bílé knize (White book, 2001). V roce 2007 bylo usmrceno v rámci EU cca 43 000 lidí, tedy o cca 12 000 méně ve srovnání s rokem 2001, ale tempo poklesu je pomalejší než se očekávalo. Aby bylo dosaženo cíle uvedeného v Bílé knize, musel by v uvedeném období klesnou počet usmrcených osob o 37 %, resp. meziročně o 7,4 %. Skutečnost je taková, že v období let 2001–2007 bylo snížení počtu obětí dopravních nehod jen o 20 %, resp. meziročně o 4 %.

Nehodovost v Evropské unii sice v souladu v Bílou knihou (White book, 2001) a v důsledku vládních intervencí pomalu klesá, ovšem míra poklesu je pomalejší, než se očekávalo. Lepší porozumění vlivu různých faktorů na operátorské pohyby řidičů má význam, protože počty usmrcených osob a osob s trvalými následky, jakož i sociální dopady a finanční náklady s tím spojené, jsou tak vysoké, že i malý efekt (v řádu setin či tisícin procent) znamená nemalý přínos. Vždyť snížení počtu smrtelných nehod o 1 %

znamená jen v EU snížení počtu mrtvých o 430 osob ročně a celosvětově se jedná o tisíce osob.

Mezi časté jevy při řízení motorového vozidla patří dlouhé jízdy trvající několik hodin, u nichž lze předpokládat, že dlouhodobé provádění monotónní činnosti může mít vliv na koordinaci pohybu. V monotónních podmínkách dálničního provozu může již 80 minut řízení motorového vozidla představovat hranici, při níž dochází k významným změnám v ovládání vozu, zvýšené míře ospalosti a zpomaleném reakčnímu času (Ting a kol. 2008). Bohužel častým jevem je řízení vozidla pod vlivem alkoholu, kde lze rovněž předpokládat negativní vliv alkoholu na schopnost provádět pohyby přesně a koordinovaně.

V literatuře je poměrně dobře zdokumentován vliv alkoholu na řízení motorového vozidla z pohledu dodržování pravidel silničního provozu, ovšem ovlivnění variability operátorských pohybů řidiče faktory jako například monotónnost či alkoholová intoxikace se nám nalézt nepodařilo.

Z provedené literární rešerše vyplynulo, že prozatím nebyla publikována metoda, kterou by bylo možné spolehlivě měřit a hodnotit operátorské pohyby řidiče motorového vozidla. Absence takového metody představuje metodologický a metrologický problém a proto jsme se rozhodli navrhnou metodiku měření a hodnocení variability pohybů při ovládání vozidla, prověřit zda vybrané závislé proměnné mají dostatečnou výpovědní hodnotu a zda pomocí těchto parametrů lze detekovat vliv nezávislých proměnných na motoriku pravé ruky při řazení převodových stupňů. Používání takové metody by následně pomohlo osvětlit zda a do jaké míry jsou operátorské pohyby řidiče ovlivněny (ovlivnitelné) i dalšími faktory (např. věkem, různými onemocněními, psychoaktivními látkami, kombinací léků a spánkové deprivace, aktuálním psychickým stavem, apod.) a zda (případně do jaké míry) mohou tyto faktory představovat problém z hlediska bezpečnosti silničního provozu a nehodovosti a mohou v konečném důsledku přispět ke snížení počtu usmrcených osob, trvalých zdravotních následků a materiálních škod.

Vybrali jsme dva parametry (nezávislé proměnné), vliv dlouhodobého řízení motorového vozidla a vliv intoxikace alkoholem a experimentálně sledovali, jak se změna těchto proměnných projeví v pohybech pravé ruky při řazení převodových stupňů.

4. Cíle projektu

- Navrhnout metodiku měření variability pohybů pravé ruky při řazení převodových stupňů.
- Objektivizovat vliv dvou vybraných faktorů na variabilitu pohybu pravé ruky při řazení převodových stupňů, a to:
    - dlouhodobého řízení a
    - intoxikace alkoholem.
- Ukázat vliv dlouhodobého monotónního řízení vozidla a mírné intoxikace alkoholem na motoriku a schopnost plnit úkoly spojené s řízením vozidla.
- Přispět k osvětlení závislosti dlouhodobosti a intoxikace na spolehlivost pohybových úkonů při řízení motorového vozidla.
- Zjistit, zda řízení vozidla trvající dvě hodiny vyvolá změny ve vnitřním prostředí organismu, které by mohly signalizovat snížení schopnosti ovládat vozidlo a zda se takovéto změny projeví ve variabilitě pohybu ruky.
- Identifikovat parametry, které mohou indikovat vyšší míru rizika pro bezpečnost silničního provozu a případně stanovit jejich kritické meze.

5. Hypotézy

Na základě široké škály různých endogenních a exogenních vlivů se pohyb nikdy neopakuje za stejných vstupních podmínek (Bernstein, 1967; Stergiou, 2004;. Enoka, 1988; Latash, 2002, Maršík, 1998). Tato neustálá proměnlivost nutně vede k tomu, že je opakovaný pohyb realizován s různě velkými odchylkami (Doeringer a Hogan, 1998; Taniai a Nishii, 2006; Yan, Thomas, Stelmach, 1998).

Vliv alkoholu na variabilitu pohybů není jednoznačný. Většina autorů poukazuje na její zvyšování pod vlivem alkoholu, případně zjišťují, že reakce je individuální, tzn. u některých jedinců dochází ke zvětšení variability a u jiných ke zmenšení (Jones a Neri, 1994; Rohrbaugh a kol., 1988; Landauer, 1990; Dalrymple 2003; Grant a kol., 2000). Z literatury je zřejmé, že i relativně malá dávka alkoholu (do 1 g/kg) již negativně ovlivní řízení vozidla a projeví se vyšší mírou kličkování v jízdním pruhu (Vakulin a kol., 2007; Harrison, Fillmore, 2005; Linnoila a Mattila, 1975; Arnedt a kol. (2001), zpomaleným reakčním časem (Zhang a kol., 2007; Vakulin a kol., 2007) a zanedbáváním pravidel silničního provozu, především rychlejší jízdou (Vakulin a kol., 2007; Linnoila a Mattila, 1975).

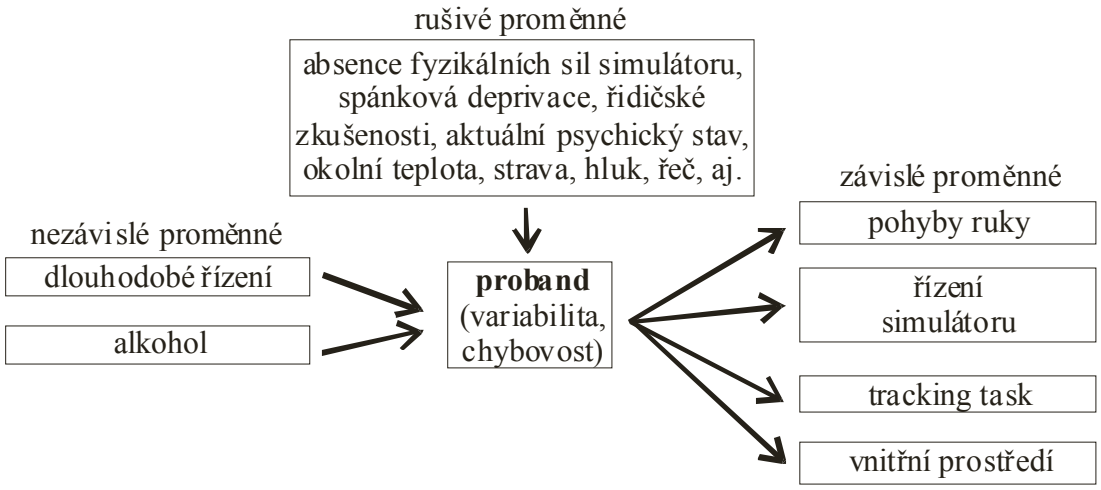
Ovšem nevíme, zda příčinou častějších chyb v ovládání vozu je zvýšená variabilita operátorských pohybů způsobená jinými vlivy (např. v důsledku únavy, monotonie či intoxikace alkoholem).

Na základě rozboru literatury a výše uvedených skutečností formulujeme následující hypotézy:

1) Dlouhodobé monotónní řízení motorového vozidla vyvolá v organismu změny, které se projeví ve vyšší variabilitě opakovaného pohybu (pravé ruky z volantu na řadící páku a zpět).
2) Dlouhodobé monotónní řízení vozidla v kombinaci s mírnou intoxikací alkoholem povede, ve srovnání s jízdou bez alkoholu, ke zvětšení variability opakovaného pohybu.

6. Metodologie

Obrázek 10 ukazuje schéma nezávislých, závislých a některých rušivých proměnných experimentu.



Obrázek 10 – Schéma nezávislých, závislých a rušivých proměnných experimentu

6.1. Organizace experimentu

Sestavili jsme kombinovaný experiment, který se skládal ze čtyř částí:

- Simulátor automobilu,
- Kinematický analyzátor,
- Tracking task,
- Vnitřní prostředí organismu.

Vlastní sběr dat probíhal v jednom týdnu a byl organizován tak, aby proband absolvoval ve dvou po sobě jdoucích dnech jízdu na simulátoru trvající dvě hodiny s tím, že první den tuto jízdu absolvoval střízlivý a druhý den po konzumaci kontrolované dávky alkoholu. Probandům byl podáván 40 % destilát, konkrétně si každý proband mohl vybrat mezi Tullamore Dew a Slivovice Jelínek. Koncentrace alkoholu v krvi byla cílena na 1 gram absolutního etanolu na 1 kg krve [g/kg], vypočítána podle Widmarkova vzorce (viz vzorec 4 str. 18) a změřena 30 min., 45 min., 60 min., 120 min. a 180 minut po požití.

Pořadí probandů při experimentu bylo následující:

- **1.den**: Byl proveden předexperiment s cílem zjistit časovou náročnost a návaznost jednotlivých úkonů. Předexperiment absolvovala jedna osoba, která nepožila alkohol. Data této osoby nebyla pro tuto práci využita.
- **2.den**: Byl proveden experiment bez alkoholu se třemi probandy (MK, MT, PS), plánovaný začátek experimentu byl v těchto časech 8:00, 11:00, 14:00.

- **3.den**: Test absolvovaly stejné 3 osoby jako druhý den, ale s požitím alkoholu.
- **4.den**: Byl proveden experiment bez alkoholu s dalšími třemi probandy (MP, AT, TM), plánovaný čas začátku experimentu byl 8:00, 11:00, 14:00.
- **5.den**: Stejné 3 osoby absolvovaly stejný experiment jako čtvrtý den, ale s požitím alkoholu.

Pořadí úkonů při experimentu **bez** požití alkoholu bylo následující:

1. tracking task,
2. umístění markerů na ruku,
3. zácvik na simulátoru 10–15 min.,
4. odběr kapilární krve,
5. jízda na simulátoru – 2 hodiny (po 1 hod. odběr kapilární krve),
6. tracking task,
7. odběr kapilární krve.

Pořadí úkonů **při** aplikaci alkoholu bylo rozšířeno následovně:

1. požití alkoholu,
2. za 30 minut změření hladiny alkoholu,
3. za 45 minut změření hladiny alkoholu,
4. tracking task,
5. umístění markerů na ruku,
6. odběr kapilární krve,
7. za 60 min. změření hladiny alkoholu,
8. jízda – 2 hodiny (po 1 hod. odběr kapilární krve),
9. změření hladiny alkoholu,
10. tracking task,
11. odběr kapilární krve.

6.2. Výzkumný soubor

Výzkumný soubor se skládal z šesti osob mužského pohlaví. Před vlastním testováním byly vyšetřované osoby seznámeny s průběhem testu a podepsaly informovaný souhlas. Základní charakteristiky souboru se nacházejí v tabulce 6.

	MK	TM	MP	PS	MT	AT
Věk [roky]	27	24	58	47	26	39
Řízení mot.vozidla [roky]	9	3	37	20	8	19
Ročně najeto [km]	15000	20000	5000	10000	15000	15000
Hmotnost [kg]	69	82	105	69	83	73
Konzumace alkoholu týdně	1 láhev vína	20 piv	25–30 piv	15 piv	12–15 piv	6–7 piv
Vzdělání	VŠ	SŠ	VŠ	VŠ	SŠ	VŠ
Subj. hodnocení únavy 1.den	bez vlivu	bez vlivu	bez vlivu	bez vlivu	bez vlivu	bez vlivu
Subj. hodnocení únavy 2.den	bez vlivu	silná ospalost	bez vlivu	ospalost	silná ospalost	povzbu-zující

Tabulka 6 – Charakteristika probandů

Testované osoby byly požádány, aby den před vlastním experimentem nepožívaly alkoholické nápoje, řádně se vyspaly a přišly přiměřeně najedené. Dále byly požádány, aby druhý den konzumovaly pokud možno stejné potraviny jako den před prvním testování, případně i v den prvního testování (až do zahájení testu).

Testované osoby byly během testu dotazovány na pocit únavy (viz subjektivní hodnocení únavy v tabulce 6) a současně byly pozorovány. U osob MT a TM byly přibližně 15–20 minut před koncem dvouhodinové jízdy pod vlivem alkoholu pozorovány mikrospánkové stavy. Testované osoby byly upozorněny na možnost vzniku nevolností při jízdě na simulátoru. Žádný z probandů neměl problémy tohoto charakteru (bez alkoholu ani po jeho požití).

6.3. Rozsah platnosti

Rozsahem platnosti se snažíme definovat faktory, které máme pod kontrolou (viz Vymezení) a faktory, které mohou ovlivnit výsledek výzkumu, ale nejsou námi kontrolovány (viz Omezení).

6.3.1 Vymezení

Pro zajištění standardních podmínek byla v místnosti udržována stálá teplota 23–25°C. Testovaná osoba si mohla individuálně upravit ergonomii nastavení sedadla (výška, poloha opěradla) simulátoru i židle a polohy joystiku při tracking tasku. V místnosti bylo tlumené osvětlení, komunikace s testovanou osobou byla v průběhu testu na simulátoru omezena na minimum. Při tracking tasku byl v místnosti naprostý klid, před vlastním testem byl proveden zácvik v trvání 5 minut. Testovaná osoba měla za úkol vypít dávku alkoholu za pět minut. Ihned po dopití se začal měřit čas. Časová posloupnost úkonů byla následující:

Čas [min.]	Úkon
0	Proband dopil alkohol
30	1.měření koncentrace alkoholu v krvi
45	2.měření koncentrace alkoholu v krvi
50	1.tracking task
55	1.odběr kapilární krve
59	3.měření koncentrace alkoholu v krvi
60	Začátek jízdy na simulátoru
120	4.měření koncentrace alkoholu v krvi
121	2.odběr kapilární krve
180	Konec jízdy na simulátoru
182	2.tracking task
188	3.odběr kapilární krve
190	5.měření koncentrace alkoholu v krvi

Tabulka 7 – Časová následnost úkonů při testu s požitím alkoholu

První den byl test zahájen nácvikem jízdy v simulátoru trvající 10–15 minut, kdy každý proband absolvoval zaškolení ovládání simulátoru, seznámil se ze vzhledem zobrazované scény a způsobem řazení převodových stupňů (TipTronic).

V průběhu testování nebylo dovoleno jíst ani pít, s výjimkou 0,1 l čisté vody ve stodvacáté minutě experimentu.

6.3.2 Omezení

Omezené možnosti experimentu (dobrovolnost testovaných osob, časově limitovaný přístup k simulátoru) neumožnily provést randomizaci výběru testovaných osob a využít většího počtu jedinců. Vyšší standardizace by bylo dosaženo testováním osob ve stejnou denní dobu a se stejnou náplní žaludku. Pro tracking task je naprostá izolace testované osoby od rušivých vlivů okolí nutnou podmínkou (Prouza, 2007).

6.4. Analýza dat

Pro kalibraci, výpočet polohy kamer, tracking markerů a jejich identifikaci byl použit software Qualisys Track Manager (ver 2.1), který je součástí systému kinematického analyzátoru Qualisys (Qualisys, AB). Pro vyhodnocení kinematických dat (výpočet virtuálních markerů, těžiště ruky a modelu paže, výpočet vzdálenosti těžiště ruky od vrcholu řadící páky, grafické zobrazení pásma směrodatné odchylky, polohy těžiště ruky v okamžiku kontaktu s řadící pákou) byl použit software Visual3D Basic/RT ver. 4.0 (C-motion, Inc.).

Pro zpracování dat ze simulátoru byl použit software Matlab 6.5.1 (MathWorks, Inc.) a Statistica CS ver. 7 (StatSoft, Inc.). Pro statistické zpracování dat byl použit software Matlab 6.5.1, Statistica CS 7, OriginPro 8 (OriginLab, Corp.) a Microsoft Excel 2003 (Microsoft, Corp.).

Pro určení statistické významnosti rozdílů mezi soubory byl použit komerčně dostupný skript Automatický výběr a testování hypotéz, který byl vytvořen firmou StatSoft s.r.o. (StatSoft, 2005). Skript na základě dat uživatele zjistí normalitu rozložení a následně vybere příslušný test odpovídající typu dat.

Kvalitativní hodnocení tracking tasku a pohybů volantu bylo provedeno pomocí Fourierovi analýzy v OriginPro 8.

6.5. Použité metody

V této kapitole popíšeme použité měřící techniky, způsob jejich aplikace a získaná data.

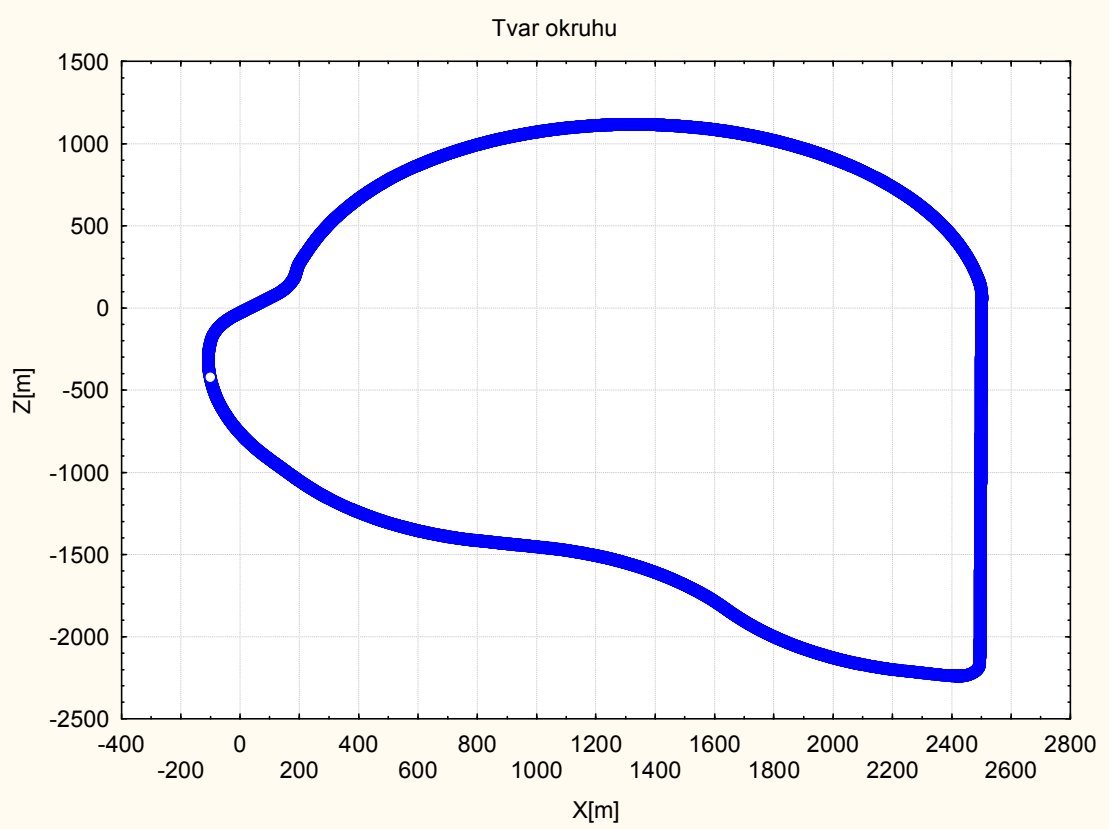
6.5.1 Vozidlový simulátor

Vozidlový simulátor použitý v této práci je postaven na bázi vozu Škoda Super a instalován v Laboratoři spolehlivosti systému (LSS) na Fakultě dopravní UK. Jedná se o tzv. lehký typ, tedy pouze s kokpitem automobilu a je sestaven z dílů současných evropských vozidel střední třídy. Simulátor byl vyroben jako prototyp na Fakultě dopravní Univerzity Karlovy pod katedrou řídící techniky a telematiky v Laboratoři Spolehlivosti Systémů skupinou DSRG (Driving Simulation Research Group). Jedná se o flexibilní systém, který lze upravit dle potřeb experimentů. U tohoto typu je instalována podpora tvorbu scén za použití reálných dat (GIS). Scéna je tvořena obrazem ze dvou projektorů na rovinné projekční ploše a simulátor je vybaven možností 3D stereoprojekce k simulaci hloubky obrazu.

Frekvence ukládání dat není fixní, ale závisí na náročnosti scény, to znamená, že při každém změněném obrázku se uloží aktuální hodnoty stavu. V praxi to znamená průměrně 60 Hz, v závislosti na výpočetním výkonu počítače a náročnosti scény. Častější snímání dat je bezpředmětné, protože ke změně parametru dochází pouze při změně obrázku.

Testování na simulátoru lehkého typu

Vlastní jízda probíhala na okruhu dlouhém přibližně 7,5 km. Záměrně byl zvolen jednoduchý okruh s minimem zatáček (viz obrázek 11) a v průběhu testování nebyl na okruhu simulován žádný provoz. Silnice a okolní krajina odpovídaly prostředí provozu na komunikaci 1.–2. třídy (viz obrázek 12).



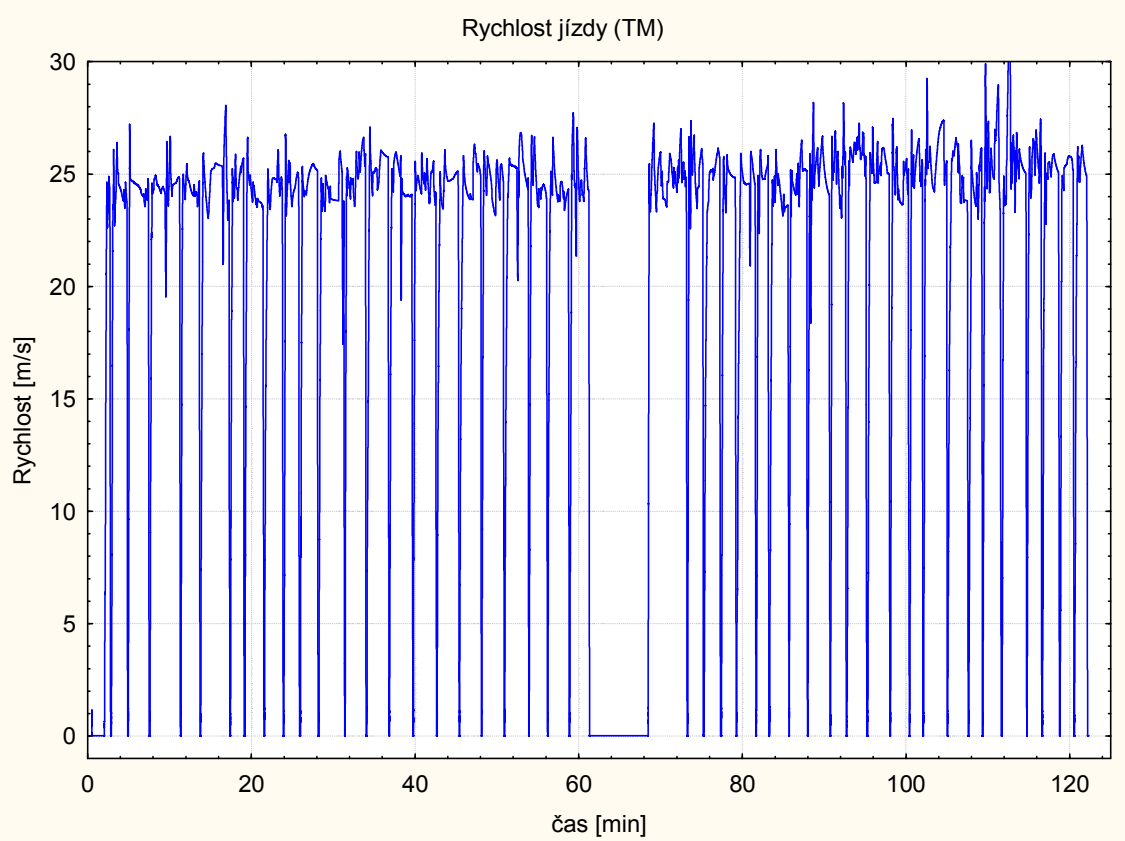
Obrázek 11 – Tvar okruhu

Proband dostal pokyn jet stálou rychlostí 90 km/h, kromě případů, kdy by takováto rychlost mohla znamenat opuštění vozovky, sledovat semafory a na červené světlo zastavit. Semafory (viz obrázek 12) byly rozmístěny rovnoměrně podál trati přibližně ve 300 m odstupech. Semafory byly ovládány manuálně, červené světlo bylo aktivováno náhodně v intervalu 60–150 sekund, pokaždé v přibližně stejné vzdálenosti auta od semaforu. Vlastní jízda trvala dvě hodiny, průměrná rychlost byla přibližně 70 km/h. Průběh okamžité rychlosti u jednoho z probandů ukazuje obrázek 13.

Poté co proband zastavil na červené světlo měl za úkol přeřadit na první rychlostní stupeň a čekat. Po přeřazení na první převodový stupeň obsluha semaforu vyčkala 4–5 sekund a pak rozsvítila zelené světlo. Proband se rozjel a postupně řadil vyšší převodové stupně. Probandi byli instruováni držet volat v poloze „tři čtvrtě na tři“ a po každé změně převodového stupně vracet pravou ruku zpět na volant. Během celé doby jízdy tak došlo přibližně k 50 (přesněji k 42 až 51) zastavením na červené světlo semaforu a bylo získáno 150–200 pohybů pravé ruky z volantu na řadící páku a zpět.

Obrázek 12 – Grafické zobrazení semaforu, silnice a okolí

Použitý simulátor měl nainstalované šestistupňové řazení typu TipTronic, kde se řadí pouze pohybem páky vpřed (na vyšší rychlostní stupeň) nebo vzad (na nižší rychlostní stupeň) a páka se vrací sama do výchozí polohy, což považujeme pro náš experiment za výhodu, protože hlavice řadící páky se nacházela stále ve stejné poloze. Převodování virtuální převodovky simulátoru bylo takové, že při rychlosti 90km/h byl optimální pátý převodový stupeň. Řazení bylo velmi citlivé, takže se občas stávalo, že došlo k přeřazení o dva stupně najednou. Proto jsme nezískali při každém zastavení trajektorie čtyř pohybů, ale v některých případech bylo trajektorií méně.



Obrázek 13 – Průběh okamžité rychlosti vozidla během celé jízdy

Simulátor poskytuje následující parametry, z nichž byly v této práci použity jen některé:

- Čas od zapnutí záznamu [ms]
- X-ová souřadnice „středu“ auta [m]
- Y-ová souřadnice „středu“ auta [m] (souřadnice výšky)
- Z-ová souřadnice „středu“ auta [m]
- Rychlost [m/s]
- Natočení volantu (-1000 až 1000, kde 1000 = 540°)
- Sešlápnutí plynového pedálu (0 až 1000)
- Sešlápnutí brzdového pedálu (0 až 1000)
- Spojka
- Pneumatika (1) mimo silnici (jiná hodnota než nula)
- Pneumatika (2) mimo silnici (jiná hodnota než nula)
- Pneumatika (3) mimo silnici (jiná hodnota než nula)
- Pneumatika (4) mimo silnici (jiná hodnota než nula)
- Semafor (0 - červená, 1 - oranžová, 2 - zelená)

6.5.2 Kinematická analýza

Kinematická analýza obsahovala tyto fáze:

- kalibrace,
- výpočet polohy a orientace kamer,
- sběr a digitalizace dat,
- výpočet polohy bodů v prostoru,
- identifikace markerů,
- tvorba virtuálních markerů a biomechanického modelu paže,
- interpretace dat.

Sběr dat, digitalizace a základní výpočty jsou v dnešní době již do značné míry automatizovány a vyžadují minimální zásah uživatele. Přesto existuje několik základních pravidel, které je nutné dodržet:

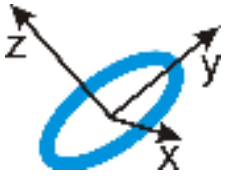
- Všechny kamery musí zaznamenat pohyb současně.
- Kamery musí být důsledně stacionární a za žádných okolností nesmí dojít k jejich posunutí během záznamu ani mezi kalibrací a záznamem pohybu.
- Pohybující se objekt (marker na objektu) musí být zřetelně viditelný po celou dobu pohybu minimálně ze dvou kamer.
- Musí být přesně známa frekvence snímání kamery.
- Kamery musí být synchronizovány.

Pro zvýšení přesnosti rekonstrukce je vhodné zajistit některé z podmínek ve vyšší než minimální potřebě. Například je vhodné, aby každý marker současně sledovalo více kamer než dvě.

Pro měření variability pohybu pravé ruky byl použit optoelektronický kinematický analyzátor Qualisys. Před vlastním experimentem bylo nutné vyzkoušet optimální postavení kamer, protože torzo kokpitu snažně omezovalo možnosti umístění kamer. Dále bylo nutné eliminovat nežádoucí odrazy infračerveného světla od chromovaných částí simulátoru. Tyto reflexní plochy byly přelepeny lepící páskou.

Při rozmístění, počtu a nastavení kamer jsme vzali v úvahu testy přesnosti měření analyzátoru (viz kapitola 2.8.6). Pro vlastní experiment bylo použito pět kamer Oqus-3 (1,3 Mpx), snímací frekvence byla nastavena na 120 Hz.

Počátek globálního souřadného systému byl umístěn do středu otáčení volantu, tak, že osa Y směřovala vzhůru k nejvyššímu bodu volantu, osa X vodorovně vpravo a osa Z, kolmá ně, směřovala k řidiči (viz obrázek 14).



Obrázek 14 – Počátek a orientace globálního souřadného systému vzhledem k volantu (modrý kruh)

Polohu kamer vzhledem k počátku globálního souřadného systému a průměrný residuál při kalibraci ukazuje tabulka 8:

Kamera č.	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]	Průměrný residuál při kalibraci [mm]
01	1333.84	-30.77	153.78	0.48513
02	724.97	-120.75	1477.01	0.71990
03	1786.66	-283.27	1236.40	0.62384
04	1924.92	395.16	644.10	0.53796
05	-1020.13	278.35	466.70	0.74764

Tabulka 8 – Poloha a průměrný reziduál kamer vzhledem ke globálnímu souřadnému systému

Na sledovaný objekt bylo umístěno deset pasivních reflexních markerů velikosti 12 mm následovně (viz obrázek 15):

- Střed volantu,
- Nejvyšší bod na volantu (vystředěný volant),
- Řadící páka 1,
- Řadící páka 2,
- První metakarp pravé ruky,
- Pátý metakarp pravé ruky,
- Pravé zápěstí vně (procesus styloideus ulnae),
- Pravé zápěstí uvnitř (procesus styloideus radii),
- Zevní kondyl pravé pažní kosti (capitulum humeri),
- Acromion.

Obrázek 15 – Umístění markerů na paži a simulátoru

Sběr dat byl proveden pomocí software Qualisys Track Manager (Qualisys, AB) ve verzi 2.1. Záznam pohybu ruky byl spouštěn automaticky vždy, když se na semaforu rozsvítilo červené světlo. Délka záznamu byla nastavena na 60 sekund. Pro vlastní

vyhodnocení dat byla následně vybrána jen relevantní část dat, to znamená od okamžiku, kdy (po rozsvícení zeleného světla) pravá ruka opustí volant až po návrat na volant po zařazení nejvyššího rychlostního stupně. V takto získaném záznamu byly následně vyhledány tyto čtyři klíčové události (uzlové body) (viz obrázek 21 níže):

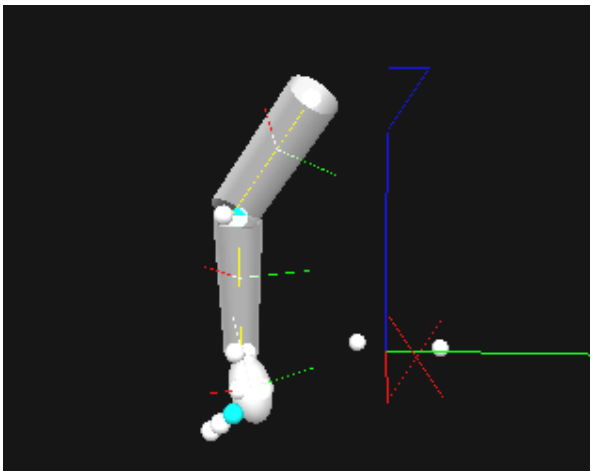
- okamžik, kdy ruka opustí volant;
- okamžik, kdy se ruka dotkne řadící páky;
- okamžik, kdy ruka opustí řadící páku;
- okamžik, kdy se ruka dotkne volantu.

Následně byly hodnoceny pouze pohyby z volantu na řadící páku a z páky na volant. Ostatní pohyby nebyly v této práci vyhodnocovány. Navíc byly z analýzy vyloučeny pohyby ruky, které zjevně neodpovídaly obvyklému pohybu (např. v případě, kdy se ruka po změně převodového stupně nevracela zpět na volant, ale směřovala k hlavě, případně v případech, kdy se ruka v průběhu pohybu zastavila a vracela zpět na řadící páku).

Z bodů na ruce bylo v programu Visual 3D Basic/RT spočítáno těžiště pravé ruky (z *prvního metatarzu*, *pátého metatarzu*, *zápěstí vně* a *zápěstí uvnitř*). Visual3D využívává pro výpočet dílčích těžišť a celkového těžiště postup vytvořený Dempstrem (1955) a Hanavanem (1964).

Pro rekonstrukci pohybu ruky jsme se rozhodli použít její těžiště (tvořené čtyřmi body) abychom eliminovali možnost náhodné chyby při špatném výpočtu prostorových souřadnic jednoho bodu, případně se vyvarovali situace, kdy nebude možné souřadnice bodu (ruky) určit z důvodu zakrytí jediného bodu z pohledu některé z kamer. Těžiště segmentu lze spočítat ze tří a více bodů a tudíž byla vyšší pravděpodobnost, že získáme potřebná data. Dále lze předpokládat, že více bodů bude znamenat zmenšení velikosti instrumentálního šumu.

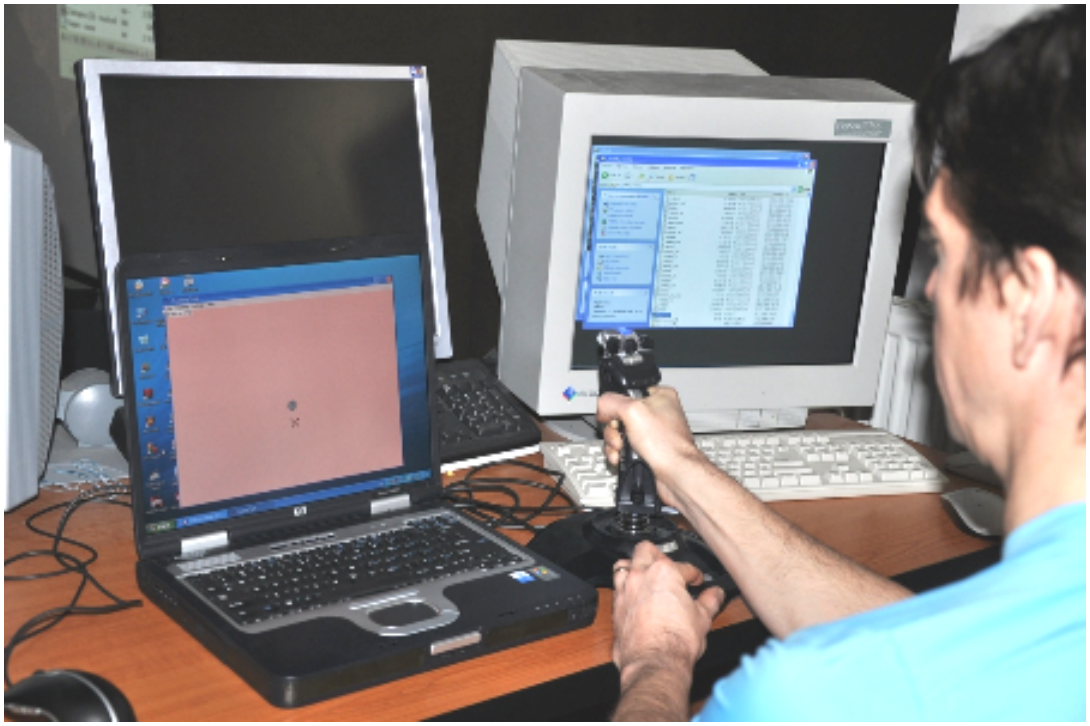
Dále byl spočítán vrchol řadící páky nacházející se na přímce procházející body *řadící páka 1* a *řadící páka 2*, a to 60 mm nad bodem *řadící páka 2*. Body *řadící páka 1* a *2* byly umístěny vně řadící páky a tudíž virtuální bod *vrchol řadící páky* neleží ve středu páky, tedy na jejím skutečném vrcholu, ale poněkud vně (viz obrázky 15 a 16).



Obrázek 16 – Model paže se zobrazenými markery (šedě) a virtuálními markery (modře)

Pohyb pravé ruky byl hodnocen na základě pohybu těžiště ruky vzhledem k vrcholu řadící páky.

6.5.3 Tracking task



Obrázek 17 – Tracking task

Při řízení motorového vozidla je řidič neustále konfrontován s řadou stíhacích úloh: volant-jízdní pruh, oko-pohyby ostatních účastníků silničního provozu, noha-pedál, ruka-řadící páka, apod. a zpravidla musí řešit více úloh tohoto typu současně.

Pohyb ruky na řadící páku a zpět je tedy také možno považovat za stíhací úlohu. Tracking task představuje řešení podobné úlohy ve standardních, lépe kontrolovatelných podmínkách, ovšem jedná se o zjednodušenou situaci. Rozdíl mezi použitým tracking taskem a pohybem ruky při řazení převodových stupňů je, kromě zjednodušení řešeného problému, především v odlišné kontrole pohybu. Zatímco při použitém tracking tasku je zpětná vazba zajišťována zrakovým vjemem, při řazení je zrakový (event. sluchový) vjem pouze vstupní informací předcházející iniciaci pohybu a kontrola pohybu je řízena především proprioceptory a mechanoreceptory.

Experiment byl realizován na běžném osobním přenosném počítači (notebook Compaq NV8000) s využitím programu TT++ verze 0.20 (Štěpáník, 2004). Vstupním zařízením byl joystick SAITEK ST 290 USB a výstupním zařízením monitor počítače (viz obrázek 17). Použitý tracking task byl jednodimenzionální, stíhací, typu „first order“, umožňující ovládání směru a rychlosti stíhacího kurzoru. Frekvence záznamu byla nastavena na 50 Hz.

Cíl se pohyboval pouze ve vertikálním směru a jeho pohyb byl vypočítán složením tří sinových funkcí daných vztahem:

$$y(t) = \sum_{i=1}^{3} A_i \sin(2\pi f_i t + \varphi_i) \tag{13}$$

kde *t [s]* je čas, *A* [Px] je velikost amplitudy, *f* [Hz] je frekvence a φ [°] je počáteční fáze, přičemž velikost amplitud byla volena programem pomocí generátoru náhodných čísel. Zadávány tedy byly následující hodnoty určující pohyb kurzoru:

$$A_{1max}= 50\ [Px], f_1 = 0{,}025\ [Hz],\ \varphi_1 = 90\ [°], \quad (14)$$

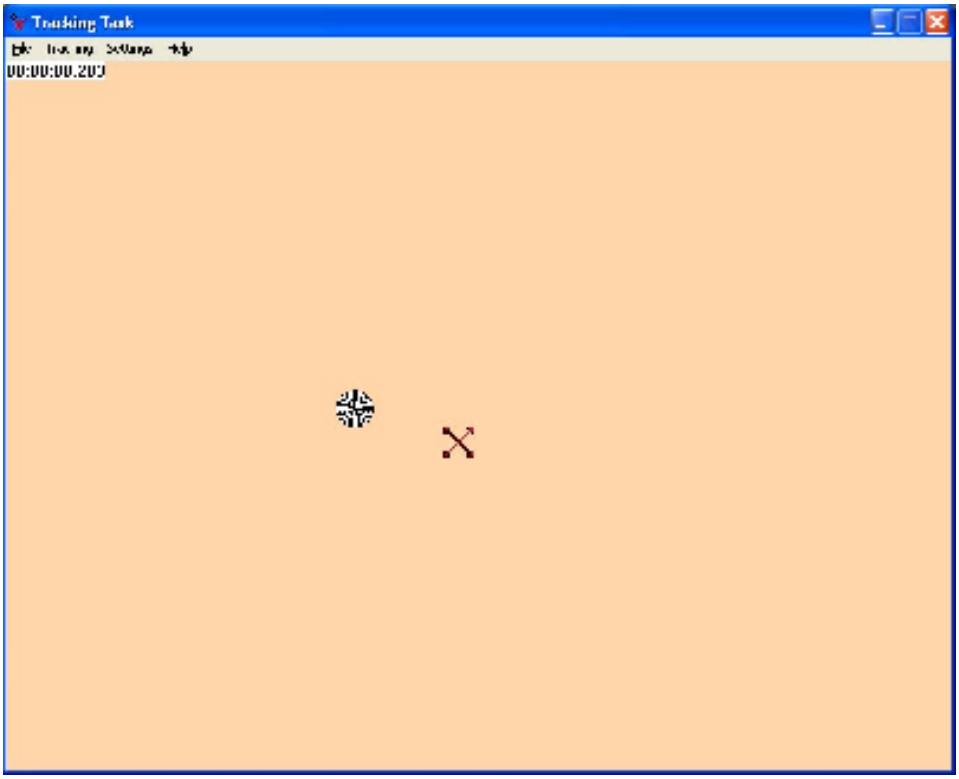
$$A_{2max}= 50\ [Px], f_2 = 0{,}10\ [Hz],\ \varphi_2 = 90\ [°], \quad (15)$$

$$A_{3max}=100\ [Px], f_3 = 0{,}50\ [Hz],\ \varphi_3 = 90\ [°]. \quad (16)$$

Použitý tracking task testuje smyčku oko-CNS-ruka. Zvolili jsme takové vstupní zařízení, u kterého je pohyb prováděn celou paží, nikoliv pouze akrálně, čímž se řešená úloha více podobá pohybům ruky při řazení převodových stupňů.

Před vlastním testem každá testovaná osoba absolvovala zácvik trvající 5 minut. Následně byl proveden první experiment v trvání 5 minut. Po skončení jízdy na simulátoru testovaná osoba úkol trvající 5 minut zopakovala. Obrázek 18 ukazuje prostředí tracking tasku se značkou cíle (kulatý terč) a kurzoru (kříž).

Vyhodnocení experimentu, Fourierova transformace a statistické zhodnocení proběhlo v programu OriginPro 8.



Obrázek 18 – Obrazovka monitoru zobrazující prostředí tracking tasku

6.5.4 Vnitřní prostředí organismu

U všech probandů byl v obou testovaných dnech třikrát (bezprostředně před jízdou, jednu hodinu po vyjetí a bezprostředně po dojetí) proveden odběr kapilární krve z prstu levé ruky s cílem zjistit, zda bude možné naměřit dynamiku ve vybraných

biochemických parametrech. Přestože řízení motorového vozidla samo o sobě nepředstavuje významnou fyzickou zátěž, dlouhodobé sezení v autě spojené s řešením stresových situací, nedostatečný příjem tekutin a potravy, udržování vzpřímené polohy a odolávání fyzickým silám (přejíždění nerovností, změny směry a rychlosti) navíc spojené s vlivem alkoholu mohou znamenat určitou hraniční zátěž (Tsopanakis, 1998).

Vybrány byly takové parametry u nichž lze předpokládat, že by mohly vykázat určitou změnu v důsledku dvouhodinové jízdy (případně pod vlivem alkoholu). Jedná se následující parametry:

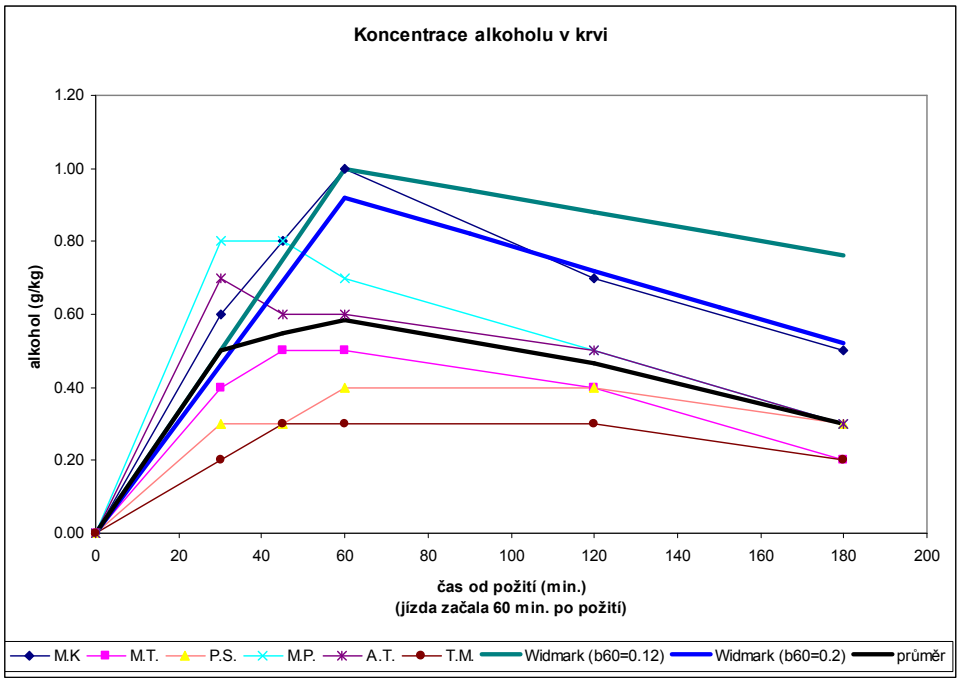
- **Hematokrit** (HTC) vyjadřuje poměr mezi objemem červených krvinek a krevní plazmy. Jedná se tedy o procentuální vyjádření erytrocytů v objemové jednotce krve. Normální hodnoty objemu krvinek jsou 44 % (± 5 %) u mužů a 39 % (± 4 %) u žen. Nízké hodnoty se vyskytují např. při anémii nebo infúzích. Vysoké hodnoty značí dehydrataci, nebo zmnožení červených krvinek.
- **Bilirubin** je odpadním produktem metabolismu červeného krevního barviva hemu. Vzniká v játrech při filtraci krve ze zaniklých červených krvinek. Běžná hodnota je 3–17 μmol/l a během dne kolísá o 15–30 %. Chyba stanovení se pohybuje okolo 20 %
- **ALT** (alaninaminotransferáza) se může mírně zvýšit při intenzivním cvičení nebo svalovém poškození. Hodnoty běžně kolísají o 10–30 %, laboratorní chyba činí 5–10 %. Běžná hodnota je do 0,78 μkat/l.
- **AST** (aspartátaminotransferáza) viz ALT. Referenční hodnoty do 0,72 μkat/l.
- **CK** (kreatinkináza) katalizuje fosforilaci kreatinu na kreatinfosfát. CK se může zvyšovat při intoxikaci alkoholem a při intenzivní svalové zátěži. Normální hodnoty jsou 0,2–4,3 (μkat/l).
- **Inzulin** je hormon produkovaný B buňkami Langerhansových ostrůvků slinivky břišní snižující hladinu glykémie. V játrech zvyšuje vychytávání glukózy z krve a podporuje tvorbu zásobního glykogenu; blokuje ketogenezi (tj. zabraňuje vzniku ketoacidózy). Referenční rozpětí je u zdravé populace 5–15 mU/l.
- **Laktát** (La)**.** Zvýšené hodnoty svědčí o tkáňové hypoxii a vzniká při nadměrné námaze, kdy se glukóza ve svalech spaluje za nedostatku vzduchu. To se projevuje poruchou svalové koordinace, ztrátou síly a bolestí svalů při pohybu.
- **Glukóza** je hlavní látkou metabolizmu sacharidů a zdrojem energie. Normální hodnoty glykémie v kapilární krvi se nalačno pohybují v hodnotách 3,5–6,4 mmol/l a po jídle stoupají o 1–2 mmol/l.

7. Výsledky

7.1. Alkohol

Obrázek 19 ukazuje dynamiku koncentrace alkoholu v krvi, tučná modrá a zelená křivka ukazují teoretické hodnoty, které jsme předpokládali na základě Widmarkova vzorce (viz vzorec 4, str. 18), tučná černá křivka představuje průměrnou hodnotu všech probandů a ostatní křivky ukazují naměřené hodnoty jednotlivých probandů (viz legenda grafu).

Rozdíly mezi předpokládanými a naměřenými hodnota jsou značné, zejména 60 minut po požití, tedy na začátku vlastní jízdy. **Počáteční tempo růstu koncentrace v průměru odpovídá předpokladu, rychlost odbourávání a časové umístění maximální dosažené hodnoty také, ale maximální koncentrace je podstatně nižší** (0,58 g/kg) **než předpokládaná** (1,0 g/kg). Výsledky dokládají závislost koncentrace alkoholu na denní době a jsou zřejmě způsobené především rozdílnou náplní žaludku během testu.



Obrázek 19 – Skutečná (tenké čáry) a předpokládaná (tlusté čáry – modrá a zelená) koncentrace alkoholu v krvi. Černá křivka představuje průměr šesti probandů

Tabulka 9 ukazuje, že maximální naměřená koncentrace alkoholu v krvi byla závislá na denní době, resp. na obsahu žaludku a ke konci testování se rozdíly oproti teoretickému předpokladu zmenšují.

		Koncentrace alkoholu [g/kg] a čas od požití				
Proband	konzumace [hod.]	30 min.	45 min.	60 min.	120 min.	180 min.
MK	8:57	0.6	0.8	1.0	0.7	0.5
MT	11:22	0.4	0.5	0.5	0.4	0.2
PS	14:43	0.3	0.3	0.4	0.4	0.3
MP	8:25	0.8	0.8	0.7	0.5	0.3
AT	10:43	0.7	0.6	0.6	0.5	0.3
TM	12:58	0.2	0.3	0.3	0.3	0.2

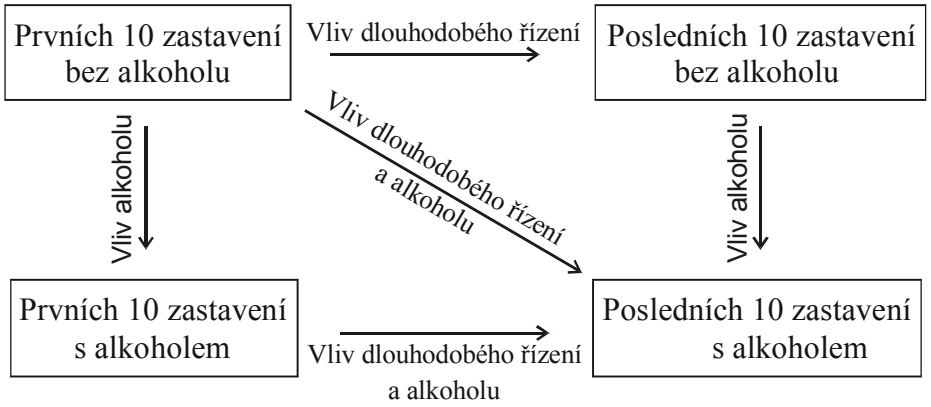
Tabulka 9 – Koncentrace alkoholu v krvi u jednotlivých probandů. Čas 60 minut odpovídá začátku jízdy

7.2. Kinematická analýza

Abychom odlišili vliv dlouhodobého řízení na koordinaci pravé ruky od vlivu alkoholu, rozdělili jsme experiment do čtyř fází, které se jsme následně porovnávali mezi sebou. Jedná se o tyto fáze:

1. prvních deset zastavení na semaforu bez požití alkoholu (*prvních 10 bez, f10b*),
2. posledních deset zastavení na semaforu bez požití alkoholu (*posledních 10 bez, l10b*),
3. prvních deset zastavení na semaforu po požití alkoholu (*prvních 10 s, f10a*),
4. posledních deset zastavení na semaforu bez požití alkoholu (*posledních 10 s, l10a*).

Jak ukazuje obrázek 20, předpokládáme, že rozdíly ve variabilitě mezi fází *prvních 10 zastavení bez alkoholu* a *posledních 10 zastavení bez alkoholu* ukazují spíše na vliv dlouhodobého řízení, obdobně rozdíly mezi fází *prvních 10 zastavení bez alkoholu* a *prvních 10 zastavení s alkoholem* ukazují na rozdíly způsobené vlivem alkoholu. Prvních (resp. posledních) deset zastavení představuje přibližně 20 minut jízdy. Při srovnávání jiných fází se jedná o kombinovaný vliv dlouhodobého řízení a alkoholu.



Obrázek 20 – Schéma podmínek testu

Počet pohybů ruky z volantu na řadící páku a zpět se u jednoho probanda v každé ze skupin pohyboval mezi 20 a 40 (viz tabulka 10).

	Počet pohybů							
	pohyb z volantu na páku				pohyb z páky na volant			
Proband	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem
MK	41	43	11	40	41	41	11	39
TM	30	29	28	31	29	29	29	31
MP	23	37	30	26	21	37	38	29
PS	24	37	30	34	24	37	28	34
MT	34	36	30	36	31	32	24	35
AT	31	30	32	32	30	30	32	31

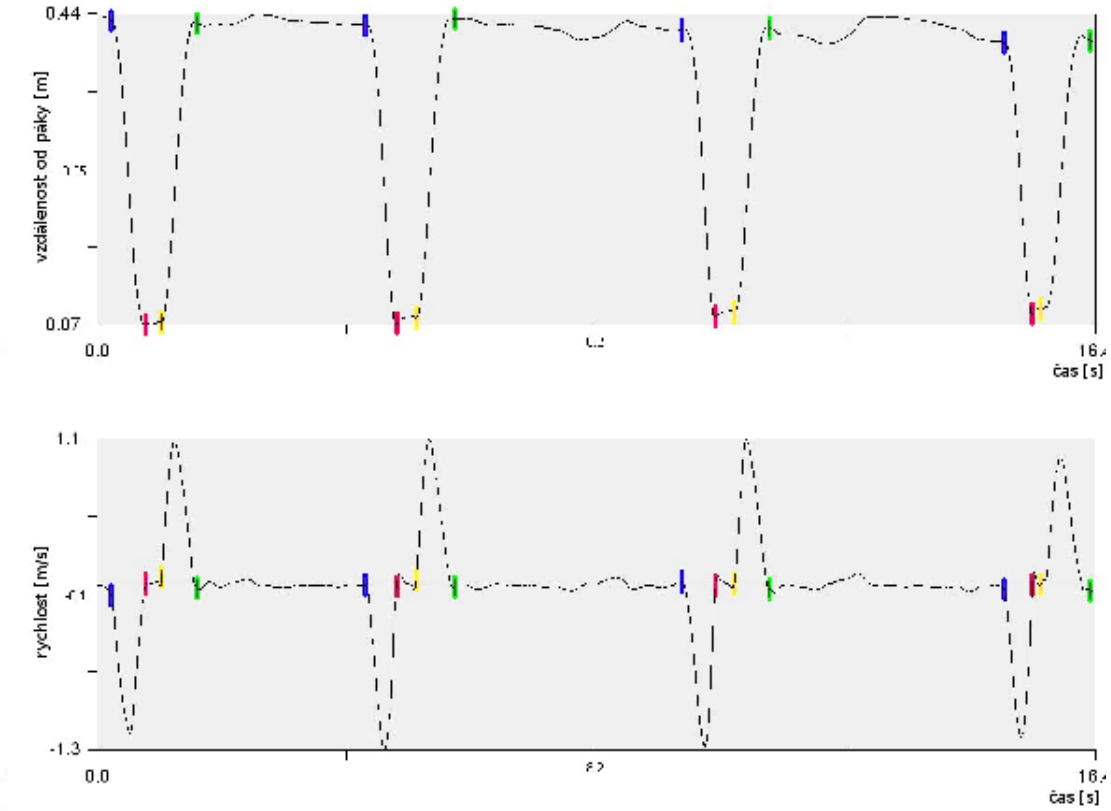
Tabulka 10 – Počet pohybů ruky z volantu na řadící páku a zpět u jednotlivých probandů ve fázích experimentu

7.2.1 Trajektorie a rychlost pohybu těžiště ruky

Obrázek 21 ukazuje vzdálenost těžiště ruky od řadící páky (nahoře) a rychlost pohybu těžiště ruky vzhledem k řadící páce (dole) při jednom rozjíždění. Pro hodnocení dat byly definovány čtyři klíčové uzlové body, které byly určeny z první derivace vzdálenosti těžiště ruky od řadící páky a následně manuálně opticky překontrolovány. Uzlové body jsou v grafu vyznačeny barevně:

- *modrá* značka představuje okamžik *opuštění volantu*,
- *červená* značka představuje okamžik *dotyku řadící páky*,
- *žlutá* značka představuje okamžik *opuštění řadící páky*,
- *zelená* značka představuje okamžik *dotyku volantu*.

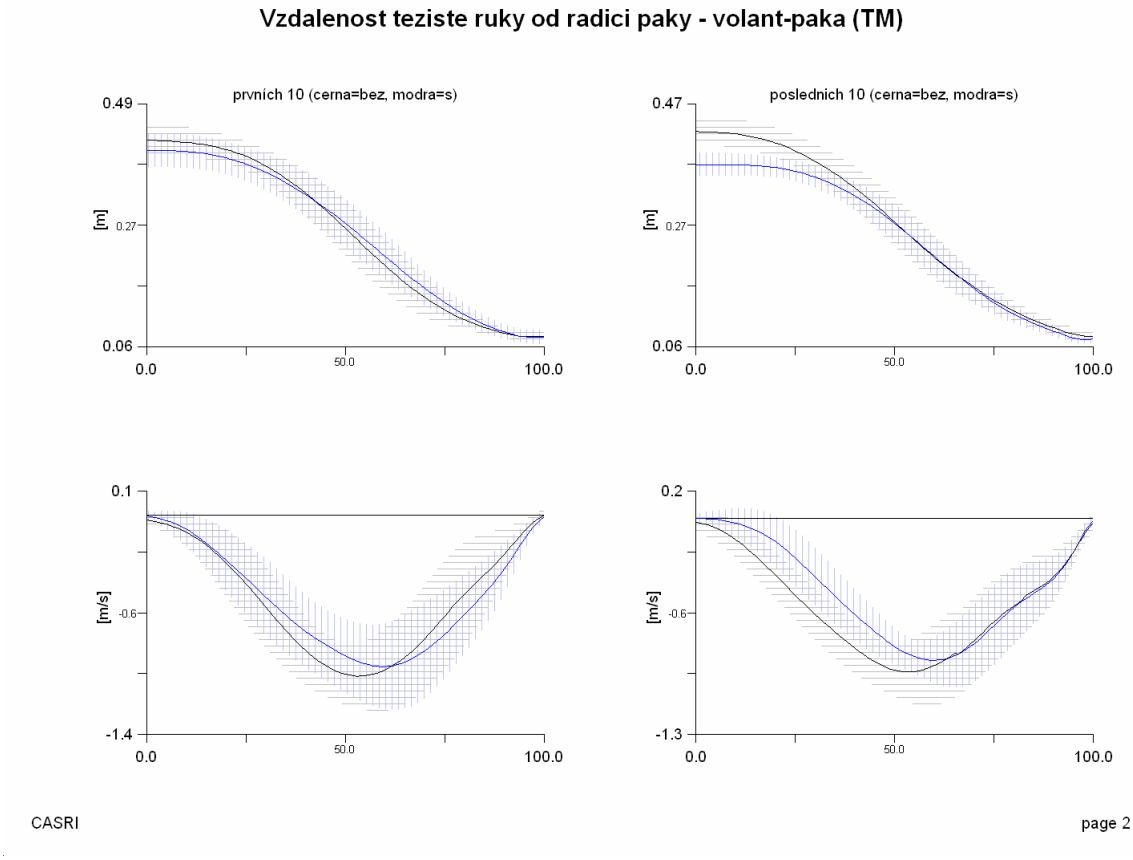
Pro analýzu pohybů byla použita data od opuštění volantu po dotyk řadící páky a od opuštění páky po dotyk volantu. Ostatní pohyby (např. pohyb ruky na volantu) nebyly hodnoceny.



Obrázek 21 – Vzdálenost (nahoře) a rychlost (dole) těžiště ruky vzhledem k vrcholu řadící páky v závislosti na čase

Obrázek 22 ukazuje vzdálenost (horní grafy) a rychlost (dolní grafy) těžiště ruky vzhledem k řadící páce při pohybu ruky z volantu na řadící páku a zpět (proband TM, grafy ostatních probandů jsou v příloze). Křivky představují průměrnou hodnotu příslušného počtu pohybů (počty jsou v tabulce 10 výše), černá křivka reprezentuje průměr prvních deseti zastavení, modrá křivka posledních deseti zastavení, šrafované plochy odpovídající barvy představují jednu směrodatnou odchylku. Jedná o křivky normalizované v čase, osa x tedy reprezentuje 100 % pohybového úkonu.

Při vizuálním porovnání grafů jsme mezi jednotlivými fázemi experimentu nezjistili podstatné rozdíly.



Obrázek 22 – Průměrná vzdálenost a rychlost těžiště ruky při pohybu z volantu na páku

U výše uvedených průměrných křivek jsme spočítali křížové korelace (bez posunu) pro všechny fáze experimentu podle vztahu (Stergiou, 2004):

$$\rho_{xy}(l) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1}(x_i - \bar{x}) * (y_{i-l} - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1}(x_i - \bar{x})^2}\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1}(y_{i-l} - \bar{y})^2}} \qquad (17)$$

Výsledek křížových korelací je uveden v tabulce 11. Z tabulky je zřejmé, že křivky jsou si velmi podobné a **z pohledu hodnocení křížových korelací lze křivky považovat za prakticky shodné** ve všech případech.

	z volantu na páku				z páky na volant			
	prvních 10 bez - s	posledních 10 bez - s	10 bez alkoholu prv.10-posl.10	10 s alkoholem prv.10-posl.10	prvních 10 bez - s	posledních 10 bez - s	10 bez alkoholu prv.10-posl.10	10 s alkoholem prv.10-posl.10
MK	0.9986	0.9970	0.9975	0.9990	0.9992	0.9993	0.9995	1.000
TM	0.9953	0.9997	0.9965	0.9999	0.9995	0.9993	0.9997	0.9996
MP	0.9997	0.9990	0.9974	1.0000	0.9982	0.9994	0.9965	0.9999
PS	0.9793	0.9940	0.9998	0.9954	0.9996	0.9992	0.9995	0.9996
MT	0.9994	0.9994	0.9987	0.9950	0.9971	0.9908	0.9985	0.9885
AT	0.9958	0.9988	0.9991	0.9995	0.9936	0.9997	0.9935	0.9999

Tabulka 11 – Korelační koeficient křížové korelace vzdáleností ruky od řadící páky

Obdobným způsobem jsme spočítali křížové korelace pro rychlost pohybu těžiště pravé ruky. Z tabulky 12 je zřejmé, že koeficient křížové korelace je v případě rychlosti nižší (větší rozdíly mezi fázemi experimentu) než u vzdálenosti, což naznačuje, že **rychlost, s jakou se ruka přibližuje k řadící páce (eventuálně se od ní vzdaluje), vykazuje vyšší variabilitu než její trajektorie**. Ovšem, kromě jediného případu (PS, prvních 10 bez vs. prvních 10 s, korelační koeficient 0,782), **lze i tyto křivky považovat za prakticky shodné**.

	Z volantu na páku				z páky na volant			
	prvních 10	posledních 10	10 bez alk.	10 s alk.	Prvních 10	posledních 10	10 bez alk.	10 s alk.
	Bez – s	bez – s	prv.10-posl.10	prv.10-posl.10	bez – s	bez – s	prv.10-posl.10	prv.10-posl.10
MK	0.9867	0.9545	0.9515	0.9868	0.9940	1.0000	0.9902	0.9976
TM	0.9733	**0.9419**	0.9942	0.9850	0.9831	**0.9309**	0.9982	0.9762
MP	0.9976	0.9850	0.9866	0.9981	0.9807	0.9973	0.9849	0.9985
PS	**0.7820**	0.9643	0.9963	**0.9110**	0.9943	0.9688	0.9954	0.9971
MT	0.9915	0.9897	0.9705	0.9733	0.9514	0.9871	0.9899	**0.9376**
AT	0.9642	0.9907	0.9915	0.9859	0.9745	0.9796	**0.9351**	0.9972

Tabulka 12 – Korelační koeficient křížové korelace rychlosti ruky (p< 0.95 označeny tučně)

7.2.2 Plocha směrodatné odchylky

Průměrné křivky však mohou být identické a variabilita pohybu se může projevit ve velikosti směrodatné odchylky. Směrodatná odchylka vytváří jakési pásmo, které jsme nazvali *pásmem směrodatné odchylky* (viz obrázek 22 výše). Rozhodli jsme se spočítat velikost („plochu“) tohoto pásma (*P*). Pro výpočet jsme použili následující vztah:

$$P = \sum_{i=1}^{n=101} (x_i + s_i) - \sum_{i=1}^{n=101} (x_i - s_i) \tag{18}$$

kde x_i je průměrná vzdálenost těžiště ruky od řadící páky v daném bodě křivky a s_i je odpovídající směrodatná odchylka.

Tabulky 13 a 14 ukazují velikost této plochy pro vzdálenost (resp. rychlost) ruky vzhledem k řadící páce jak pro pohyb směrem k řadící páce tak pro pohyb směrem k volantu ve čtyřech fázích experimentu.

	Plocha pro vzdálenost							
	pohyb z volantu na páku				pohyb z páky na volant			
Proband	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem
MK	4.26	4.01	3.41	3.63	3.81	2.35	3.07	2.43
TM	4.10	3.97	3.13	2.67	2.27	2.35	2.38	1.95
MP	3.38	3.68	3.62	2.79	4.37	3.30	3.28	2.55
PS	5.18	4.99	5.10	3.70	1.79	2.46	2.54	1.88
MT	4.02	2.72	2.76	4.43	3.75	2.28	2.30	4.41
AT	3.53	3.85	4.04	3.92	3.63	2.48	2.20	2.98
prům.	4.08	3.87	3.68	3.52	3.27	2.54	2.63	2.70

Tabulka 13 – Plocha směrodatné odchylky pro vzdálenost ruky od řadící páky

	Plocha pro rychlost							
	pohyb z volantu na páku				pohyb z páky na volant			
Proband	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem	prvních 10 bez alkoholu	prvních 10 s alkoholem	posledních 10 bez alkoholu	posledních 10 s alkoholem
MK	39.12	42.38	27.48	36.80	28.79	20.68	20.10	20.94
TM	40.64	39.06	33.26	28.66	23.23	20.68	22.63	22.63
MP	32.02	30.86	28.61	24.77	32.09	19.89	25.59	20.49
PS	36.50	39.15	37.48	33.89	16.98	24.27	20.57	25.11
MT	41.68	35.94	35.72	43.68	36.12	20.90	22.83	30.18
AT	29.38	30.32	32.52	31.41	39.85	26.43	23.58	25.96
prům.	36.56	36.29	32.51	33.20	29.51	22.14	22.55	24.22

Tabulka 14 – Plocha směrodatné odchylky pro rychlost ruky od řadící páky

Z výše uvedených hodnot vyplývá, že **variabilita byla nejvyšší v prvních deseti zastaveních bez alkoholu** (viz tabulka 13, první sloupec). Vysvětlením by mohl být probíhající proces učení se novému (respektive modifikovanému) pohybu. To by naznačovalo, že podmínky na simulátoru byly značně odlišné od běžného řízení auta v silničním provozu a že zácvik trvající 10–15 minut nebyl dostatečný.

Dále se zdá, že **variabilita pohybu z volantu na řadící páku byla větší než zpět na volant**, což by odpovídalo i počtu křížových korelací menších než 0,999 (viz tabulka 11 výše).

Pokud by platily hypotézy, měla by hodnota prvních 10 zastavení bez alkoholu (*f10b*) být menší než posledních 10 zastavení bez alkoholu (*l10b*) a prvních 10 zastavení bez alkoholu (*f10b*) být menší než prvních 10 zastavení s alkoholem (*f10a*), přičemž

rozdíl mezi *f10b-l10b* (vliv dlouhodobosti) by měl být menší než *f10b-f10a* (vliv alkoholu). Tabulka 15 tento fakt potvrzuje jen částečně. Zeleně označené hodnoty odpovídají hypotézám, tzn. vlivem dlouhodobosti resp. alkoholu došlo ke zvětšení variability, červeně označené hodnoty hypotézám odporují (zmenšení variability). Z tabulky je zřejmé, že **hypotéze odpovídá 33 % případů při hodnocení vzdálenosti a 29 % případů při hodnocení rychlosti**.

	Plocha pro vzdálenost			
	pohyb z volantu na páku		pohyb z páky na volant	
Proband	vliv alkoholu	vliv dlouhodobosti	vliv alkoholu	vliv dlouhodobosti
MK	-0.25	-0.85	-1.47	-0.74
TM	-0.14	-0.97	0.09	0.12
MP	0.31	0.25	-1.07	-1.09
PS	-0.18	-0.08	0.66	0.74
MT	-1.30	-1.26	-1.47	-1.45
AT	0.32	0.51	-1.15	-1.43
	vliv alkoholu	-0.47	vliv dlouhodobosti	-0.52

	Plocha pro rychlost			
	pohyb z volantu na páku		pohyb z páky na volant	
Proband	vliv alkoholu	vliv dlouhodobosti	vliv alkoholu	vliv dlouhodobosti
MK	3.25	-11.64	-8.11	-8.69
TM	-1.58	-7.38	-2.56	-0.61
MP	-1.17	-3.42	-12.21	-6.50
PS	2.65	0.97	7.29	3.59
MT	-5.74	-5.96	-15.22	-13.29
AT	0.94	3.13	-13.43	-16.28
	vliv alkoholu	-3.82	vliv dlouhodobosti	-5.51

*) Vliv alkoholu = f10b-f10a, vliv dlouhodobosti = f10b-l10b

Tabulka 15 – Rozdíly ploch směrodatných odchylek pro vzdálenost a pro rychlost (zelená pole ukazují rozdíl větší než 5 % v souladu s předpokladem, červená ukazují rozdíl větší než 5 % v rozporu z předpokladem, bílá pole ukazují rozdíl menší než 5 %.)

Ukazuje se, že reakce probandů byly značně individuální. Přestože nelze z tak malého souboru probandů učinit zobecňující závěry, **zdá se, že dlouhodobé řízení i alkohol mají na plochu směrodatné odchylky spíše opačný účinek, než jsme předpokládali, čili, že pod jejich vlivem variabilita klesá**. Ovšem potvrzení takovýchto závěrů by si vyžadovalo další zkoumání.

7.2.3 Trvání pohybu ruky

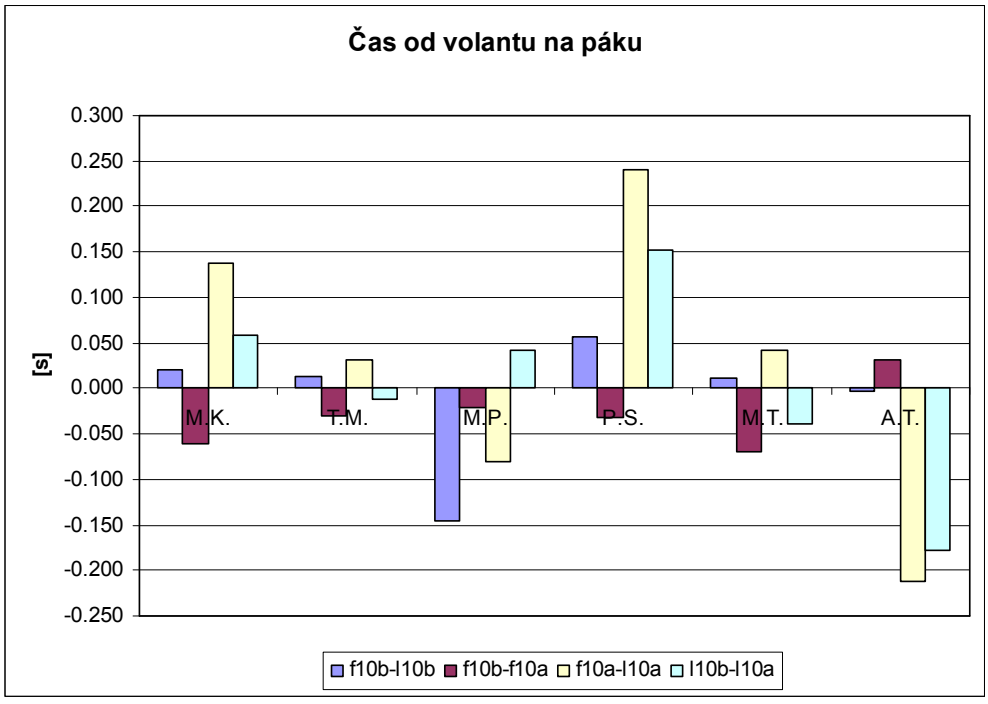
Aby bylo možné získat průměrné křivky trajektorie těžiště ruky (viz obrázek 22 výše), bylo nutné jednotlivé pohyby ruky normalizovat v čase, to znamená, že čas potřebný k provedení pohybu byl intrapolován a přepočítán na 100 % pohybového

úkonu. Neobsahuje tedy informaci o trvání pohybu. Proto jsme jako další parametr sledovali čas, který proband potřeboval k uskutečnění pohybu. Tabulka 16 ukazuje základní parametry trvání pohybu u jednotlivých probandů. Ukazuje se, že **čas potřebný na přesun ruky z volantu na řadící páku se limitně blíží času cca 0,4 sekundy**. Lze předpokládat, že bude-li nutné pohyb vykonat za kratší čas, výrazně poroste jeho chybovost (Fitts, 1954).

Proband	Průměr [s]	Sm.odch. [s]	Medián [s]	Minimum [s]	Maximum [s]
MK	0.685	0.152	0.675	0.417	1.292
TM	0.681	0.126	0.650	0.433	1.117
MP	0.740	0.143	0.733	0.442	1.375
PS	0.769	0.226	0.700	0.425	1.567
MT	0.643	0.117	0.633	0.425	1.050
AT	0.969	0.221	0.942	0.550	1.742
prům.	0.748	0.164	0.722	0.449	1.357

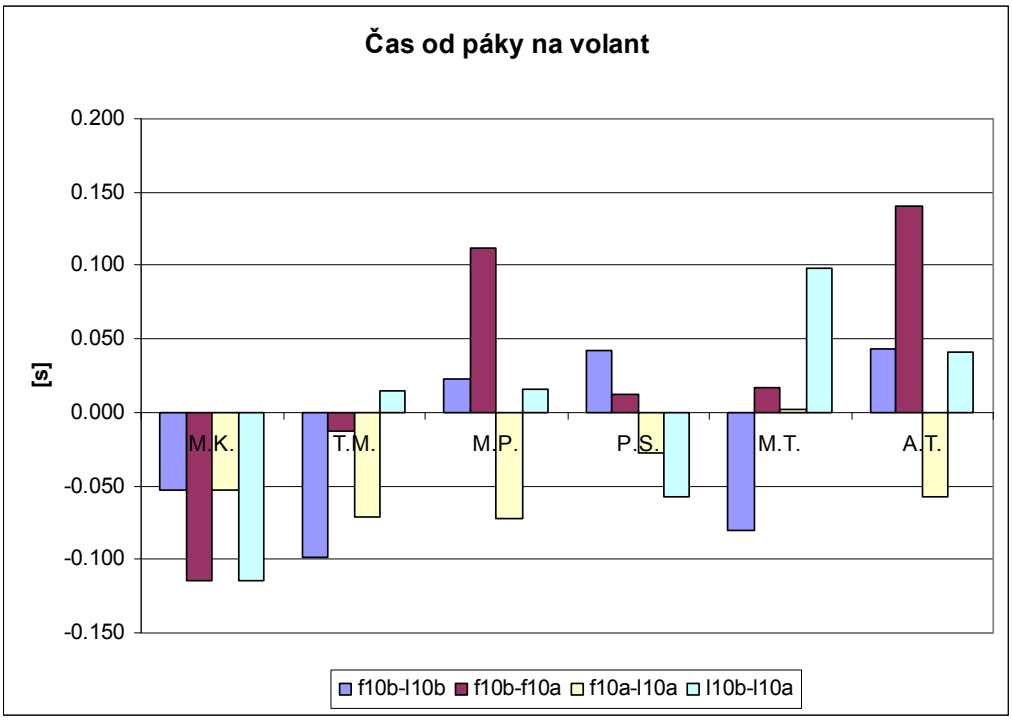
Tabulka 16 –Trvání pohybu (pohyb z volantu na řadící páku)

Obrázky 23 a 24 ukazují rozdíl času mezi fázemi experimentu. Záporné hodnoty znamenají prodloužení času (pomalejší pohyb), kladné zkrácení (rychlejší pohyb). Ukazuje se, že **rozdíly mohou být značné až 0.24 sekund, neboli až 20 % trvání pohybu**.



f10b = prvních deset zastavení bez alkoholu, l10b = posledních deset zastavení bez alkoholu, f10a = prvních deset zastavení pod vlivem alkoholu, l10a = posledních deset zastavení pod vlivem alkoholu

Obrázek 23 – Rozdíl času pohybu z volantu na řadící páku



f10b = prvních deset zastavení bez alkoholu, l10b = posledních deset zastavení bez alkoholu, f10a = prvních deset zastavení pod vlivem alkoholu, l10a = posledních deset zastavení pod vlivem alkoholu

Obrázek 24 – Rozdíl času pohybu z řadící páky na volant

Tabulky 17 a 18 ukazují kritickou hladinu pravděpodobnosti pro čas při srovnání fází experimentu. U pěti probandů jsme zjistili **statisticky významný rozdíl v prvních deseti zastaveních mezi stavem bez alkoholu a s alkoholem** (*f10b-f10a*). Podíváme-li se na obrázek 23 (červený sloupec), zjistíme, že u čtyřech z nich došlo k prodloužení času (přibližně o 0.04 s) a u jednoho ke zkrácení. Vliv dlouhodobého řízení na čas pohybu z volantu na řadící páku (*f10b-l10b*) se prokázal pouze u jednoho z nich, kde také došlo k významného zpomalení (modrý sloupec v obrázku 23).

Pro testování normálnosti rozdělení četností byl použit Shapiro-Wilksův test. V případě, že se aspoň jeden z výběrů lišil od normálního rozdělení, byl použit Wilcoxonův test, v opačném případě t-test pro závislé výběry.

	Čas z volantu na páku			
Proband	f10b-f10a	f10b-l10b	l10b-l10a	f10a-l10a
MK	0.000	1.000	0.052	0.068
TM	0.432	0.854	0.511	0.188
MP	0.040	0.003	0.274	0.780
PS	0.000	0.147	0.016	0.114
MT	0.036	0.732	0.144	0.035
AT	0.000	0.550	0.001	0.544

Tabulka 17 – Kritická hladina statistické významnosti času pohybu z volantu na řadící páku (srovnání čtyřech fází experimentu), (p<0,05 označeno červeně)

	Čas z páky na volant			
Proband	f10b-f10a	f10b-l10b	l10b-l10a	f10a-l10a
MK	0.000	0.860	0.020	0.023
TM	0.721	0.005	0.493	0.001
MP	0.010	0.130	0.804	0.339
PS	0.977	0.282	0.017	0.229
MT	0.367	0.947	0.049	0.020
AT	0.000	0.007	0.124	0.044

Tabulka 18 – Kritická hladina statistické významnosti času pohybu z řadící páky na volant (srovnání čtyřech fází experimentu), (p<0,05 označeno červeně)

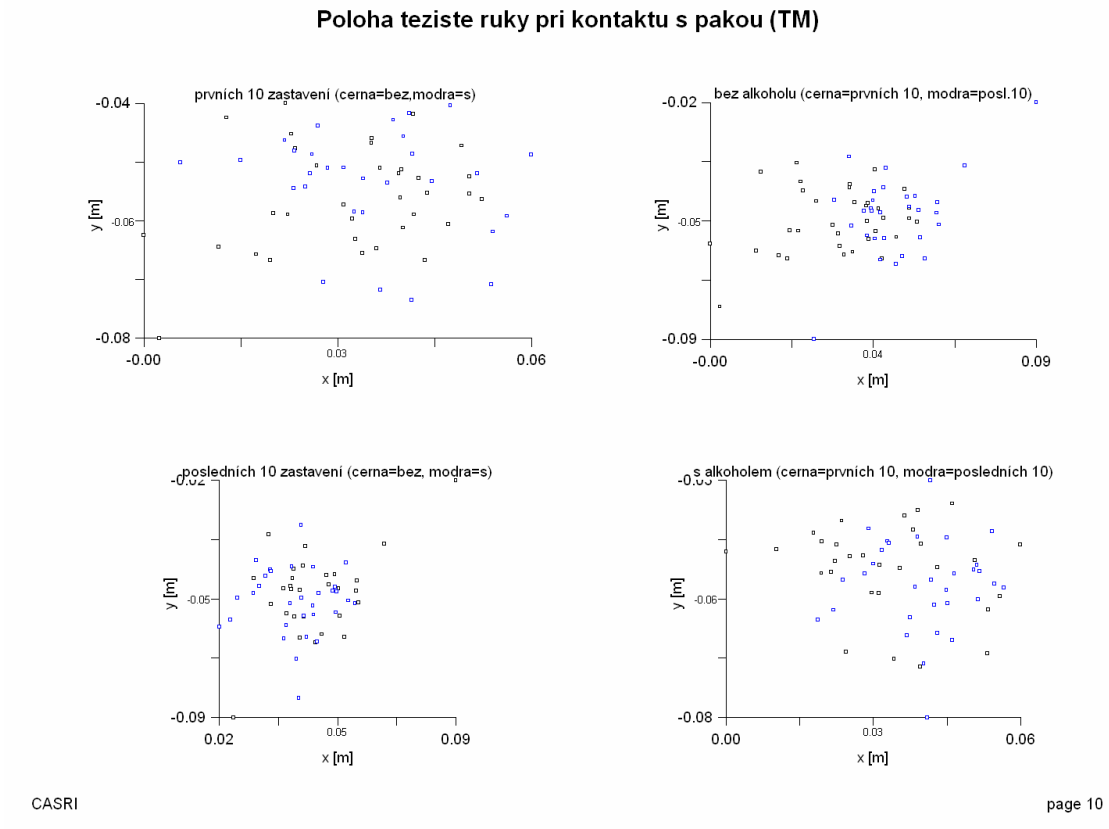
Řešená pohybová úloha nevyžadovala provést pohyb v přesně definovaném čase, neboli proband měl relativně velkou možnost volby, jak rychle pohyb provést, aniž by to mělo vliv na vyřešení úlohy. Pokusíme-li se o určité zobecnění poznatků, **zdá se, že vliv alkoholu se projevil v prodloužení času pohybu z volantu na řadící páku, zatímco u dlouhodobého řízení se tento trend neprojevil**.

7.2.4 Poloha těžiště ruky v okamžiku dotyku páky

Dobbelsteen a kol. (2000) prokázal, že dohledání konečné polohy pohybu ruky může být značným zdrojem chyb. Proto jsme jako další parametr hodnotili variabilitu (přesnost) dohledání koncové polohy ruky při pohybu z volantu na řadící páku, tedy vzdálenost těžiště ruky od vrcholu řadící páky v okamžiku, kdy se ruka dotkne řadící páky. V opačném směru (pohyb z řadící páky na volant) jsme tento ukazatel nehodnotili, protože konečná poloha ruky při návratu na volant závisí na dopravní situaci (otočení volantu).

Abychom vyloučili chyby způsobené různým umístěním počátku globálního souřadného systému (protože není možné jej zcela přesně umístit do středu otáčení volantu), odečetli jsme polohu těžiště ruky od polohy vrcholu řadící páky. Dále uvedené hodnoty tudíž představují skutečnou vzdálenost těchto dvou bodů v osách globálního souřadného systému.

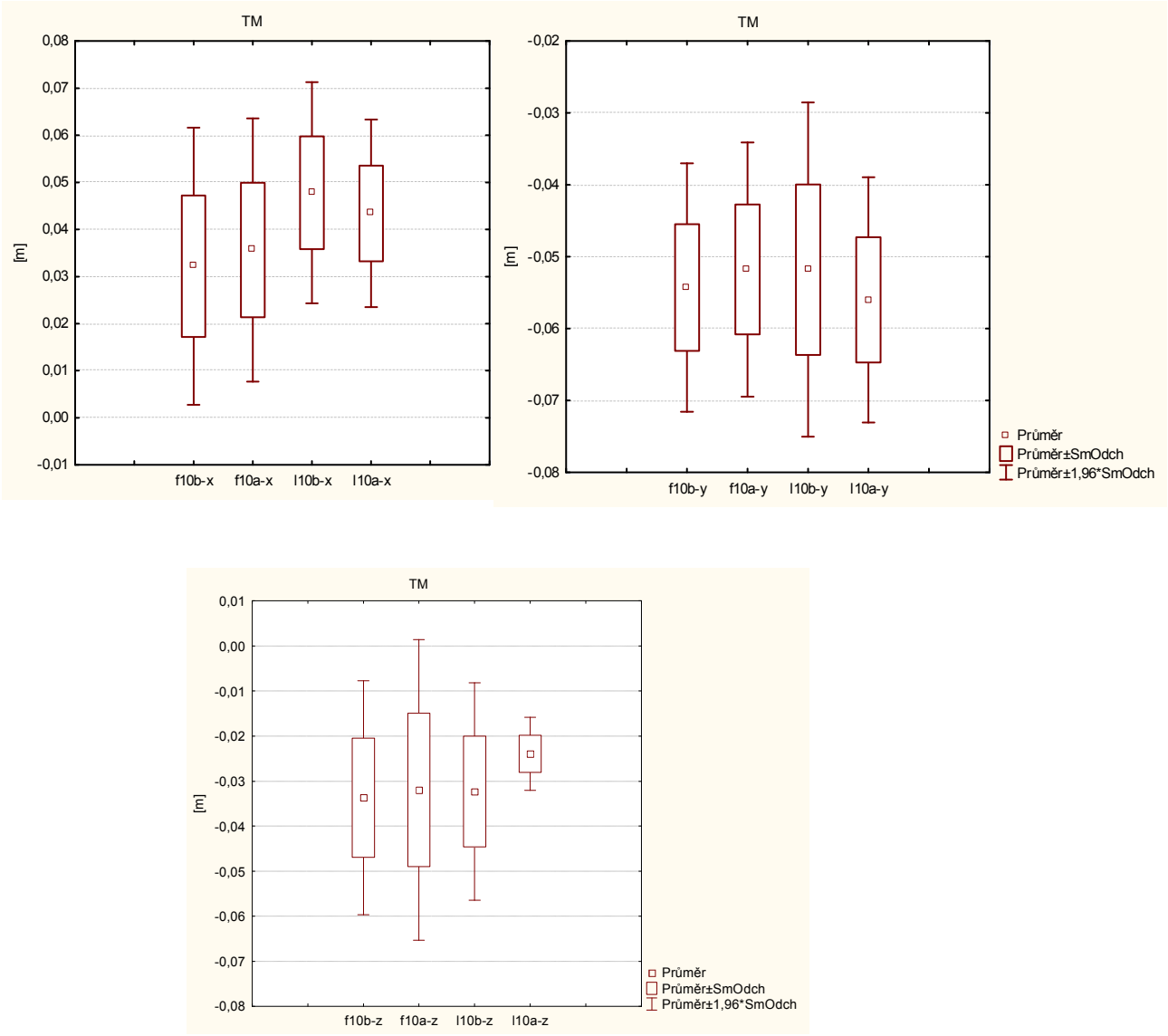
Obrázek 25 ukazuje shluky poloh ruky u probanda TM. Vyjadřuje průmět polohy těžiště ruky v okamžiku dotyku páky do roviny XY (grafy ostatních probandů jsou v příloze).



Obrázek 25 – Poloha těžiště ruky v okamžiku dotyky řadící páky (srovnání fází experimentu)

Obrázek 26 ukazuje průměrnou polohu těžiště ruky probanda TM v osách souřadného systému pro sledované čtyři fáze experimentu s vyznačenou směrodatnou odchylkou (grafy ostatních probandů jsou v příloze). Průměrné hodnoty i směrodatná odchylka se nijak významně neliší.

Ovšem průměr nemusí být rozhodným ukazatelem. Pokud by se pod vlivem alkoholu nebo dlouhodobého řízení častěji objevovaly významné chyby v dohledání řadící páky, mohlo by to znamenat značné riziko z hlediska bezpečnosti silničního provozu. Tabulka 19 ukazuje rozdíl minimální a maximální naměřené polohy ruky v okamžiku dotyku řadící páky v osách souřadného systému. Je zřejmé, že **maximální variabilita se pohybuje od 0,043 m v ose X po 0,070 m v ose Y**. V ose X je přibližně poloviční než v osách Y a Z. Vysvětlení může být ve tvaru ruky a řešené úloze. Zatímco v ose Y lze změnu převodového stupně provést proximálním koncem dlaně stejně jako konečky prstů (čili v rozsahu cca 15 cm), šířka ruky je přibližně 8 cm a tudíž přesnost v ose X musí být vyšší (viz obrázek 38).



Obrázek 26 – Průměr a směrodatná odchylka polohy těžiště ruky v okamžiku dotyku páky v osách globálního souřadného sytému (vlevo nahoře v ose X, vpravo nahoře v ose Y a dole v ose Z)

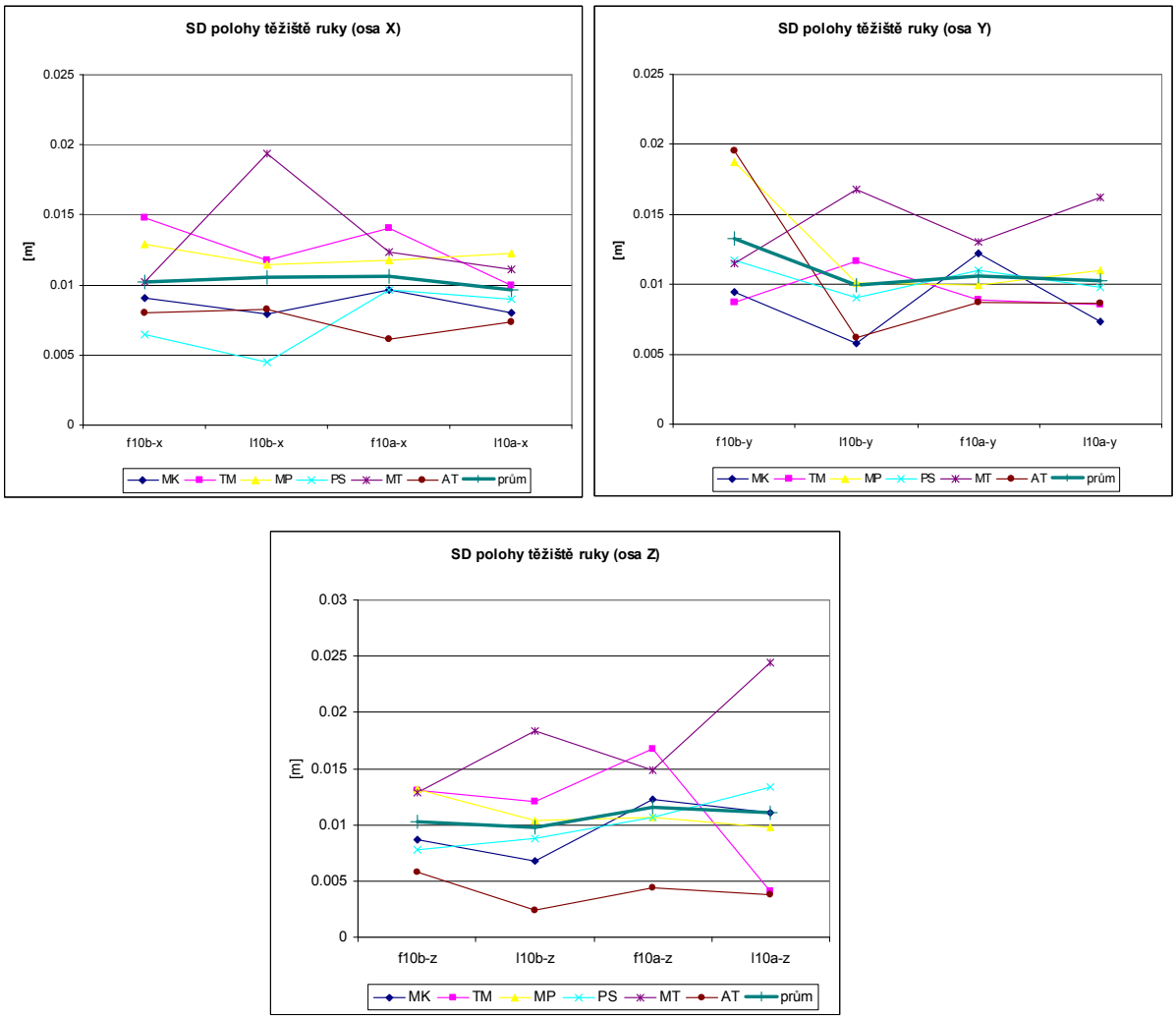
Proband	Osa x [m]	Osa y [m]	Osa z [m]
MK	0.018	0.034	0.047
TM	0.024	0.033	**0.069**
MP	0.009	0.032	0.017
PS	0.028	0.018	0.033
MT	**0.043**	0.050	0.063
AT	0.007	**0.070**	0.016

Tabulka 19 – Rozdíl minima a maxima polohy ruky vzhledem k řadící páce

Pokud by ruka minula řadící páku, mohlo by to, při souhře událostí, představovat vážný problém v pohledu bezpečnosti silničního provozu. Domníváme se, že naměřená

variabilita od 0,007 do 0,07 m nepředstavuje vážné nebezpeční z pohledu bezpečného řešení pohybové úlohy (změny převodového stupně), protože velikost hlavice řadící páky a velikost ruky včetně prstů umožňují značně velké rozdíly v konečné poloze pohybu bez rizika, že by ruka mohla řadící páku minout. Odhadujeme, že za hraniční lze považovat hodnoty okolo 0,05 m v ose X a 0,10 m v ose Y.a Z. Lze předpokládat, že variabilita by se zvyšovala, pokud by testovaná osoba musela úkol řešit v omezeném čase (co nejrychleji) eventuálně v kombinaci s dalšími faktory (např. alkoholem). V takovém případě by se pravděpodobně zvyšoval počet chyb (čestnost minutí páky), ovšem takové případy jsme nezaznamenali.

Tento trend by mohl být zřejmý pokud by dlouhodobé řízení resp. alkohol vedly ke zvětšení variability dohledání koncové polohy ruky na řadící páce. Podíváme-li se na velikost směrodatné odchylky (viz obrázek 27) zjistíme, že **není patrný žádný jednoznačný trend**.



Obrázek 27 – Směrodatná odchylka polohy ruky v okamžiku kontaktu s řadící pákou

Tabulka 20 ukazuje průměrnou vzdálenost během prvních resp. posledních deseti zastavení. Průměrná vzdálenost těžiště ruky od vrcholu řadící páky se mění

v jednotlivých osách o 4 až 34 mm. Největší rozdíl byl zjištěn u probanda PS o 34 mm, a to v ose Y.

Osa	Fáze exp.	MK	TM	MP	PS	MT	AT
X	f10b	0.026	0.032	0.054	0.030	0.033	0.029
	f10a	0.022	0.036	0.056	0.028	0.032	0.026
	l10b	0.029	0.048	0.039	0.021	0.021	0.026
	l10a	0.026	0.043	0.043	0.028	0.039	0.021
Y	f10b	-0.040	-0.054	-0.006	**-0.022**	-0.035	-0.025
	f10a	-0.043	-0.052	-0.018	-0.043	-0.041	-0.025
	l10b	-0.036	-0.052	-0.017	-0.032	-0.033	-0.035
	l10a	-0.042	-0.056	-0.020	**-0.056**	-0.042	-0.027
Z	f10b	-0.041	-0.034	-0.059	-0.045	-0.046	-0.053
	f10a	-0.040	-0.032	-0.052	-0.037	-0.044	-0.048
	l10b	-0.042	-0.032	-0.060	-0.048	-0.046	-0.049
	l10a	-0.037	-0.024	-0.053	-0.030	-0.041	-0.048

Tabulka 20 – Průměrná vzdálenost [m] těžiště ruky od vrcholu řadící páky v osách souřadného systému

Tabulka 21 ukazuje rozdíly ve velikosti směrodatné odchylky polohy ruky vzhledem k řadící páce v různých fázích experimentu. Pokud by platila hypotéza, měla by se variabilita vlivem dlouhodobého řízení (*f10b-l10b*) i vlivem alkoholu (*f10b-f10a*) zvětšovat. **Zeleně označené hodnoty odpovídají tomuto předpokladu (44,4 %), červené jsou s ním v rozporu**.

	Osa X [m]		Osa Y [m]		Osa Z [m]	
Proband	f10b-l10b	f10b-f10a	f10b-l10b	f10b-f10a	f10b-l10b	f10b-f10a
MK	0.0012	-0.0006	0.0036	-0.0028	0.0019	-0.0036
TM	0.0030	0.0008	-0.0030	-0.0002	0.0010	-0.0037
MP	0.0015	0.0012	0.0087	0.0089	0.0028	0.0026
PS	0.0019	-0.0032	0.0026	0.0007	-0.0010	-0.0028
MT	-0.0092	-0.0022	-0.0052	-0.0015	-0.0054	-0.0019
AT	-0.0002	0.0019	0.0134	0.0109	0.0033	0.0014

Tabulka 21 – Rozdíly směrodatné odchylky polohy těžiště ruky v okamžiku dotyku páky v osách globálního souřadného sytému (zelená pole ukazují rozdíl větší než 5 % v souladu s předpokladem, červená ukazují rozdíl větší než 5 % v rozporu z předpokladem, bílá pole ukazují rozdíl menší než 5 %.)

Tabulka 22 ukazuje kritickou hladinu statistické významnosti rozdílů polohy těžiště ruky v okamžiku dotyku páky v osách globálního souřadného sytému. Pro testování normálnosti rozdělení četností byl použit Shapiro-Wilksův test. V případě, že se aspoň jeden z výběrů lišil od normálního rozdělení, byl použit Wilcoxonův párový test, v opačném případě t-test pro závislé výběry.

Statisticky významné rozdíly vlivu alkoholu (f10b-f10a) **jsme naměřili v ose X u jedné osoby** (MK), **v ose Y u tří osob** (MP, PS, MT) **v ose Z také u tří osob** (MP, PS, AT) a **vlivu dlouhodobého řízení** (f10b-l10b) **v ose X u čtyřech osob** (TM, MP, PS, MT), **v ose Y u dvou** (PS, AT) a **v ose Z jedné** (AT) (viz hodnoty označené červeně).

Proband	Fáze exp.	Osa x	Osa Y	Osa Z
MK	f10b-f10a	0.030	0.282	0.803
	f10b-l10b	0.518	0.687	0.955
	l10b-l10a	0.384	0.173	0.855
	f10a-l10a	0.071	0.418	0.122
TM	f10b-f10a	0.480	0.090	0.940
	f10b-l10b	0.000	0.237	0.922
	l10b-l10a	0.082	0.204	0.006
	f10a-l10a	0.032	0.139	0.050
MP	f10b-f10a	0.314	0.005	0.031
	f10b-l10b	0.001	0.066	0.786
	l10b-l10a	0.456	0.184	0.023
	f10a-l10a	0.000	0.922	0.524
PS	f10b-f10a	0.334	0.000	0.004
	f10b-l10b	0.000	0.006	0.253
	l10b-l10a	0.001	0.000	0.000
	f10a-l10a	0.809	0.000	0.016
MT	f10b-f10a	0.809	0.008	0.247
	f10b-l10b	0.043	0.407	0.290
	l10b-l10a	0.000	0.097	0.145
	f10a-l10a	0.016	0.900	0.153
AT	f10b-f10a	0.139	0.530	0.006
	f10b-l10b	0.250	0.000	0.000
	l10b-l10a	0.064	0.000	0.247
	f10a-l10a	0.038	0.528	0.572

f10b = prvních 10 zastavení bez alkoholu, f10a = prvních 10 zastavení s alkoholem,
l10b = posledních 10 zastavení bez alkoholu, l10a = posledních 10 zastavení s alkoholem
f10b-f10a = vliv alkoholu, f10b-l10b = vliv dlouhodobosti

Tabulka 22 – Kritická hladina statistické významnosti rozdílů polohy těžiště ruky v okamžiku dotyku páky v osách globálního souřadného sytému (červeně označeny hodnoty $p<0.05$)

Srovnáním hodnot z tabulek 21 a 22 zjistíme, že se **vliv dlouhodobosti na zvětšení variability dohledání konečné polohy prokázal u jednoho probanda** (MT – v ose X). **Vliv alkoholu na zvětšení variability se statisticky významně projevil u třech probandů**, u každého z nich v jiné ose souřadného systému (MK – v ose X, MT v ose Y a PS v ose Z), u třech osob naopak došlo ke zmenšení variability vlivem alkoholu (MP v ose Y a Z, PS v ose Y a AT v ose Z). Ovšem **u pěti probandů došlo**

aspoň v jedné ose k významnému zmenšení variability vlivem dlouhodobosti a u třech vlivem alkoholu. Přestože není možné provést zobecnění, prokázalo-li by se, že u poloviny populace má malá dávka alkoholu takovýto dopad, mělo by to jistě vážné důsledky pro bezpečnost silničního provozu.

7.2.5 Shrnutí

Na vzdálenosti ani rychlosti těžiště ruky vzhledem k řadící páce se vliv dlouhodobosti ani alkoholu neprojevil. **Plocha směrodatné odchylky měla v průběhu fází experimentu postupně klesající tendenci**, což je v rozporu s předpoklady a by mohlo naznačovat pokračující proces učení se novému pohybu. **Zdá se, že vliv alkoholu se projevil v prodloužení času pohybu z volantu na řadící páku**, zatímco u dlouhodobého řízení se tento trend neprojevil. **Přestože variabilita dohledání koncové polohy ruky na řadící páce byla značná, neprokázal se jednoznačný vliv dlouhodobosti či alkoholu**. Domníváme se, že zjištěná variabilita nepředstavuje problém pro řešení pohybového úkolu (změnu převodového stupně). Na druhou stranu se lze domnívat, že v případě potřeby provést pohyb maximální rychlostí v co nejkratším čase, by se zvyšovala pravděpodobnost, že řidič v klíčovém okamžiku páku mine a tím se prodlouží jeho reakce na vzniklou dopravní situaci.

7.3. Ovládání simulátoru

Vliv dlouhodobého řízení a alkoholu jsme hodnotili na základě třech parametrů: reakčního času na červené světlo semaforu, pohybů volantu a rychlosti jízdy (času na jedno kolo).

7.3.1 Reakční čas na červené světlo semaforu

Předpokládali jsme, že by se měl vliv alkoholu či dlouhodobého řízení projevit prodloužením času reakce na červené světlo semaforu. Proto jsme změřili čas od okamžiku rozsvícení červeného světla do okamžiku, kdy noha zcela uvolní plynový pedál. (Způsob jakým noha pedál opustí, zda vzhůru či stranou, jsme nehodnotili.) U každého z probandů jsme zaznamenali situaci, kdy reagoval viditelně opožděně na červené světlo. V několika případech došlo i k pozdnímu brzdění, takže proband zastavil až za semaforem. V jednom případě proband (PS) červené světlo nezaregistroval a vůbec nezastavil.

Tabulka 23 ukazuje minimální a maximální naměřený čas od rozsvícení červeného světla po úplné uvolnění plynového pedálu. Z tabulky je zřejmé, že **reakční čas se pohyboval od 0,375 sec. až po 2,391 sec. a z hodnot vyplývá, že vozidlo nezačne zpomalovat dříve než za cca 0,4 sec, ovšem naměřili jsme i časy delší než 2 sekundy**, což při rychlosti 90 km/h představuje více než 50 metrů!

Proband		Minimum [s]	Maximum [s]
MK	bez alkoholu	0.390	1.440
	s alkoholem	0.435	1.749
TM	bez alkoholu	0.375	1.359
	s alkoholem	0.390	1.248
MP	bez alkoholu	0.468	2.391
	s alkoholem	0.438	1.812
PS	bez alkoholu	0.483	1.548
	s alkoholem	0.453	1.359
MT	bez alkoholu	0.423	2.358
	s alkoholem	0.405	1.377
AT	bez alkoholu	0.408	1.548
	s alkoholem	0.453	1.674

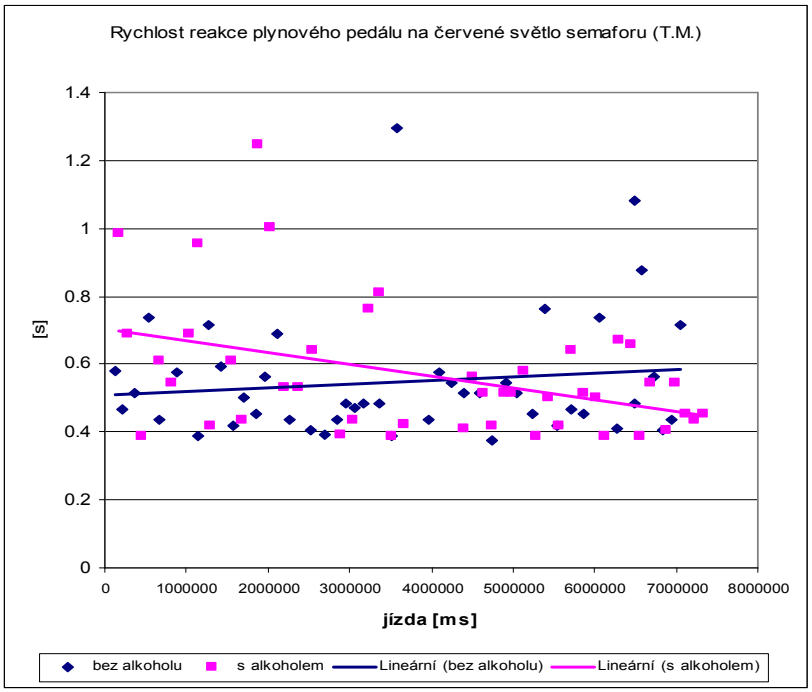
Tabulka 23 – Reakční rychlost na červené světlo

Tabulka 24 ukazuje počet reakčních časů delší než 1,5 sekundy a jejich procentuální výskyt v obou jízdách. Hodnota 1,5 s odpovídá přibližně trojnásobku směrodatné odchylky a pokládáme ji za hranici (z hlediska odpovídající rychlosti reakce na jednoduchý vizuální podnět), při níž je již evidentní, že řidič tzv. „zaspal“. **Podle našich měření k takovéto situaci dochází v jednom a více procentu případů**!

Proband	MK	TM	MP	PS	MT	AT
n pro čas > 1.5 s	1	0	1	1	7	2
% případů	2.94	0.00	0.94	0.95	7.00	1.86

Tabulka 24 – Četnost výskytu reakčního času delšího než 1,5 sec

Obrázek 28 ukazuje reakční čas jednoho z probandů (TM) v průběhu celé jízdy bez alkoholu a pod jeho vlivem (grafy ostatních probandů jsou v příloze). **Z těchto grafů není patrný žádný jednoznačný vliv dlouhodobého řízení nebo řízení pod vlivem alkoholu na reakční čas**.



Obrázek 28 – Reakční čas plynového pedálu na červené světlo semaforu s vloženou lineární regresní přímkou

Tabulka 25 ukazuje, že u **pěti probandů došlo k prodloužení reakční doby** (viz *rozdíl bez-s*), **ovšem statisticky významné byly tyto rozdíly pouze u jednoho z nich** (viz tabulka 26, MP, celá jízda). U jednoho z probandů (MT) došlo k významnému zrychlení rychlosti reakce (o 0,196 sec.) což je dáno tím, že jsme u něj během jízdy první den sedmkrát naměřili reakční čas delší než 1,5 sec (viz tabulka 24 výše) a druhý den žádný. Vysvětlení pro takový rozdíl v jízdě bez alkoholu a s alkoholem u tohoto probanda nemáme.

Proband	MK		TM		MP		PS		MT		AT	
Alkohol	bez	s alk.	bez	s alk.	bez	s alk.	bez	s alk.	bez	s alk.	bez	s alk.
Prům.čas [s]	0.607	0.627	0.548	0.567	0.686	0.744	0.708	0.716	0.850	0.654	0.574	0.628
Sm.odch. [s]	0.177	0.236	0.179	0.189	0.307	0.174	0.174	0.142	0.474	0.225	0.167	0.235
rozdíl bez-s		-0.020		-0.019		-0.058		-0.008		0.196		-0.054

Tabulka 25 – Reakční doba v souvislosti s požitím alkoholu (průměr všech zastavení)

Tabulka 26 ukazuje kritické hodnoty statistické významnosti porovnání reakčního času bez alkoholu a po jeho požití. Pro test normality byl použit Shapiro-Wilksův test (alfa = 0,05). Pro porovnání souborů byl použit Wilcoxonův test (alfa = 0,05). **Dva probandi vykázali významné rozdíly v reakčním čase jízdy bez alkoholu a pod jeho vlivem v průběhu celé jízdy** (MP a MT), u jednoho z nich došlo ke zkrácení reakčního času u druhého k prodloužení. Předpokládali jsme, že by se vliv alkoholu mohl projevit spíše na začátku jízdy, proto jsme porovnali i prvních 20 zastavení. **Tento předpoklad se prokázal pouze u jednoho z probandů** (TM).

Obdobně v posledních dvaceti zastaveních jsme zjistili pouze u jednoho probanda statisticky významný rozdíl (MP).

Proband	Celá jízda	Prvních 20 zastavení	Posledních 20 zastavení
MK	0.802	0.384	0.355
TM	0.608	0.044	0.112
MP	0.021	0.748	0.008
PS	0.350	0.153	0.100
MT	0.012	0.147	0.131
AT	0.235	0.087	0.514

Tabulka 26 – Kritická hodnota statistické významnosti pro rozdíly reakčního času na červené světlo při jízdě bez alkoholu a po požití alkoholu, p<0,05 označeno červeně)

Nepodařilo se nám prokázat vliv dlouhodobého řízení ani alkoholu na reakční čas. Alarmujícím zjištěním je fakt, že relativně často (v 1 % případů i častěji) dochází k velmi opožděné reakci na červené světlo.

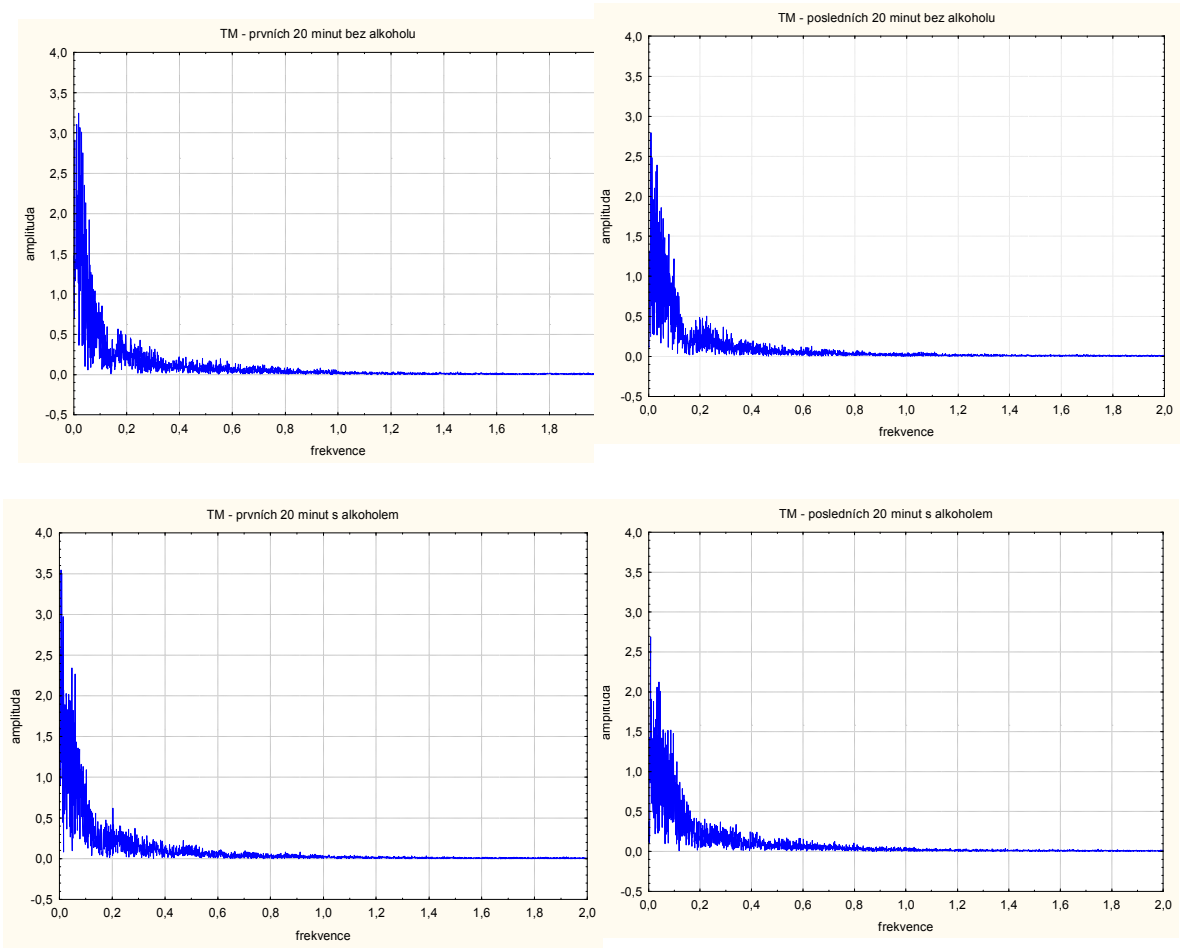
7.3.2 Pohyby volantu

Předpokládali jsme, že dlouhodobé řízení či alkohol se projeví v pohybech volantu. Vliv alkoholu by se mohl projevit častější změnou polohy volantu nebo větší amplitudou jeho pohybů. Tabulka 27 ukazuje, že u **všech probandů došlo pod vlivem alkoholu ke zmenšení směrodatné odchylky pohybů volantu**, čili, že volantem pod vlivem alkoholu pohybovali méně. U dvou osob bylo zmenšení pohybů volantu o více než 10 %. Pod vlivem alkoholu se variabilita pohybů volantu zmenšila, ale méně než o 0,7°.

Proband	MK	TM	MP	PS	MT	AT
Sm.odch. bez alkoholu [°]	6.04	6.22	6.01	5.96	5.72	5.49
Sm.odch. s alkoholem [°]	5.42	5.50	5.76	5.82	5.54	5.44
Rozdíl [°]	-0.63	-0.72	-0.25	-0.14	-0.18	-0.05
Rozdíl [%]	**10.37**	**11.56**	4.22	2.36	3.21	0.98

Tabulka 27 – Směrodatná odchylka pohybů volantu během celé jízdy

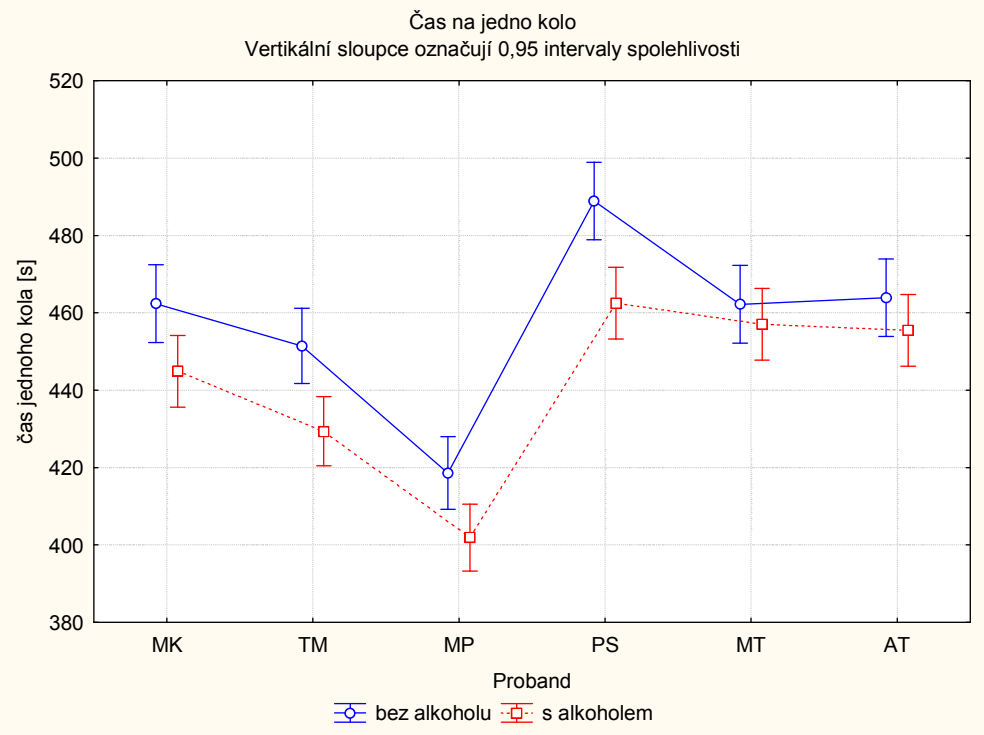
Provedli jsme Fourierovu transformaci pohybů volantu a porovnali prvních a posledních 20 minut jízdy. **Vizuálním hodnocením Fourierovi transformace jsme nezjistili žádné rozdíly mezi pohyby volantu při dlouhodobém řízení a při řízení pod vlivem alkoholu**. Obrázek 29 ukazuje frekvenční charakteristiku probanda TM v prvních a posledních dvaceti minutách jízdy bez alkoholu a pod vlivem alkoholu (grafy ostatních probandů jsou v příloze).



Obrázek 29 – Frekvenční charakteristika pohybů volantu ve fázích experimentu

7.3.3 Čas na jedno kolo

Z literatury vyplývá, že alkohol vede k rychlejší jízdě (Linnoila, Mattila, 1975; Harrison, Fillmore, 2005). Analyzovali jsme čas potřebný na ujetí jednoho kola a **u všech osob došlo pod vlivem alkoholu ke zkrácení času na jeden okruh, u čtyřech bylo toto zkrácení statisticky významné** (viz obrázek 30 a tabulka 28).



Obrázek 30 – Porovnání času jízdy jednoho kola jednotlivých probandů

Proband	MK	TM	MP	PS	MT	AT
p	0.002	0.002	0.025	0.009	0.281	0.430

Tabulka 28 – Kritická hladina statistické významnosti (p) času na jednoho kolo bez alkoholu a pod vlivem alkoholu (p<0.05 označeno červeně)

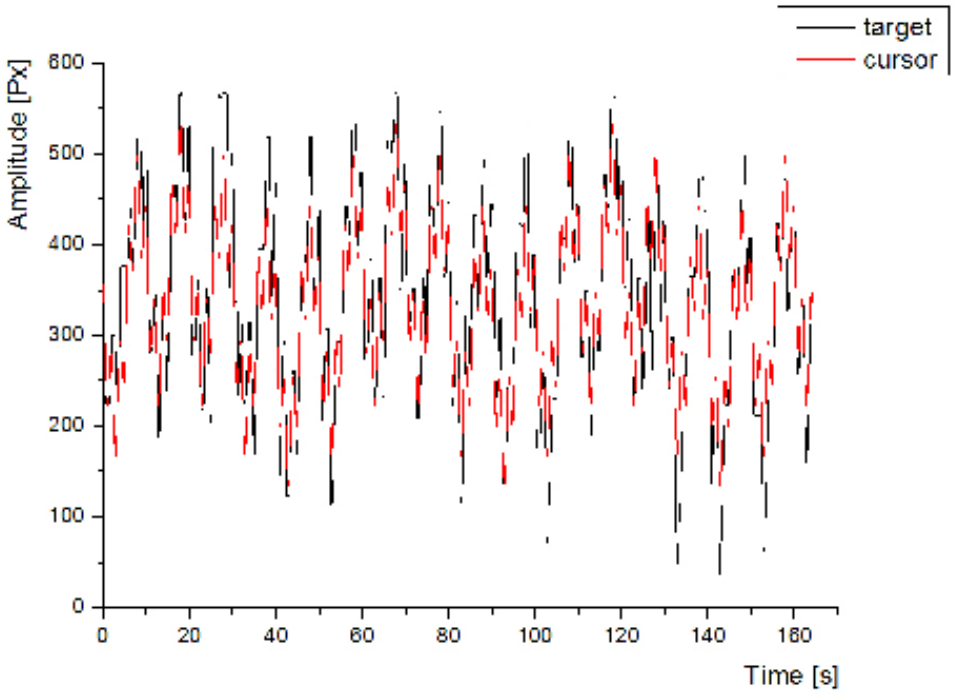
7.3.4 Shrnutí

Překvapivým zjištěním je fakt, že **poměrně často docházelo ke zjevně opožděné reakci na červené světlo** (u jednoho z probandů dokonce v sedmi procentech případů), ale **nepodařilo se vysledovat vliv dlouhodobého řízení ani alkoholu na tento ukazatel**. **U pohybů volantu jsme naměřili zmenšení rozsahu pod vlivem alkoholu,** ale **neobjevili jsme žádné změny ve frekvenční analýze pohybů.** Dále se ukázalo, že **všichni probandi jezdili pod vlivem alkoholu rychleji**.

7.4. Tracking task

Pohyb kurzoru a pohyb cíle v čase vytvoří dvě křivky, které by při nulové chybovosti měly být identické, ve skutečnosti se však vždy liší (viz obrázek 31). Právě z odlišnosti obou křivek lze usuzovat na progresi psychomotorických funkcí probanda v závislosti na jeho okamžitém stavu (v našem případě únavě a množství alkoholu v krvi). Míru odlišnosti křivek lze objektivně hodnotit výpočtem řady různých parametrů jak v časové, tak ve frekvenční závislosti proměnné, jelikož obě křivky jsou vysoce harmonického charakteru. My jsme, pro větší objektivitu hodnocení, použili čtyři nezávislé parametry – korelační koeficient křivek, časový posun křivek,

průměrnou velikost absolutní chyby polohy v jednotlivých časových okamžicích a hodnoty výkonového spektra pro jednotlivé realizované frekvence.



Obrázek 31 – Pohyb cíle (target) a kurzoru (cursor) v čase

7.4.1 Korelační koeficient

Korelační koeficient křížových korelací udává míru lineární závislosti sledovací a stíhací křivky bez ohledu na absolutní hodnoty proměnných a jejich polohy v ose Y. Výpočtově jednouchý parametr (viz vzorec 17, str. 65) udává schopnost probanda kopírovat trajektorii cíle, potažmo tedy reakční čas na změnu směru jeho pohybu.

Vypočtené hodnoty korelačních koeficientů (rozsah od 0,0 – bez závislosti, až po 1,0 – absolutních shoda, bez jednotek) ukazuje tabulka 29.

	bez alkoholu		s alkoholem	
Proband	před jízdou	po jízdě	před jízdou	po jízdě
MK	0.927	0.906	0.943	0.954
MT	0.920	0.908	0.828	0.916
MP	0.872	0.844	0.886	0.907
PS	0.858	0.854	0.835	0.773
TM	0.898	0.899	0.927	0.916
AT	0.849	0.843	0.829	0.888

Tabulka 29 – Korelační koeficient křížových korelací pohybů cíle a kurzoru

Vliv dlouhodobého řízení či alkoholu by se měl podle hypotéz projevit ve zvětšení variability pohybu kursoru, v tomto případě snížením korelačního koeficientu.

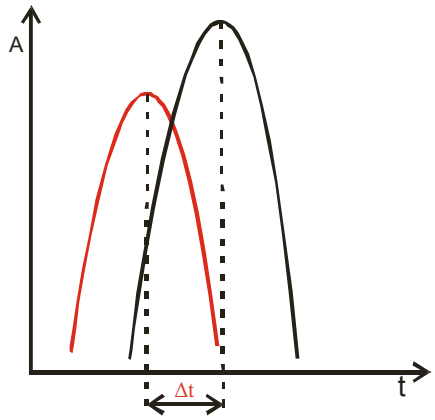
Odečteme-li odpovídající koeficienty a za významné budeme považovat změny větší než 5 %, zjistíme, že **vliv dlouhodobé jízdy se na řešení úlohy neprojevil** (viz tabulka 30, bez alkoholu) a **vliv alkoholu se ukázal u jednoho z probandů** (před jízdou, zeleně).

	bez alkoholu		s alkoholem		před jízdou		po jízdě	
	před jízdou-po jízdě		před jízdou-po jízdě		bez alkoholu-s alkoholem		bez alkoholu-s alkoholem	
	rozdíl	%	rozdíl	%	rozdíl	%	rozdíl	%
MK	-0.021	-2.14	0.011	1.09	0.015	1.54	0.048	4.77
MT	-0.012	-1.19	0.088	8.75	-0.092	-9.23	0.007	0.72
MP	-0.028	-2.80	0.021	2.10	0.013	1.31	0.062	6.21
PS	-0.004	-0.41	-0.063	-6.27	-0.023	-2.30	-0.082	-8.16
TM	0.001	0.10	-0.011	-1.06	0.029	2.87	0.017	1.72
AT	-0.006	-0.59	0.059	5.93	-0.020	-1.96	0.046	4.57

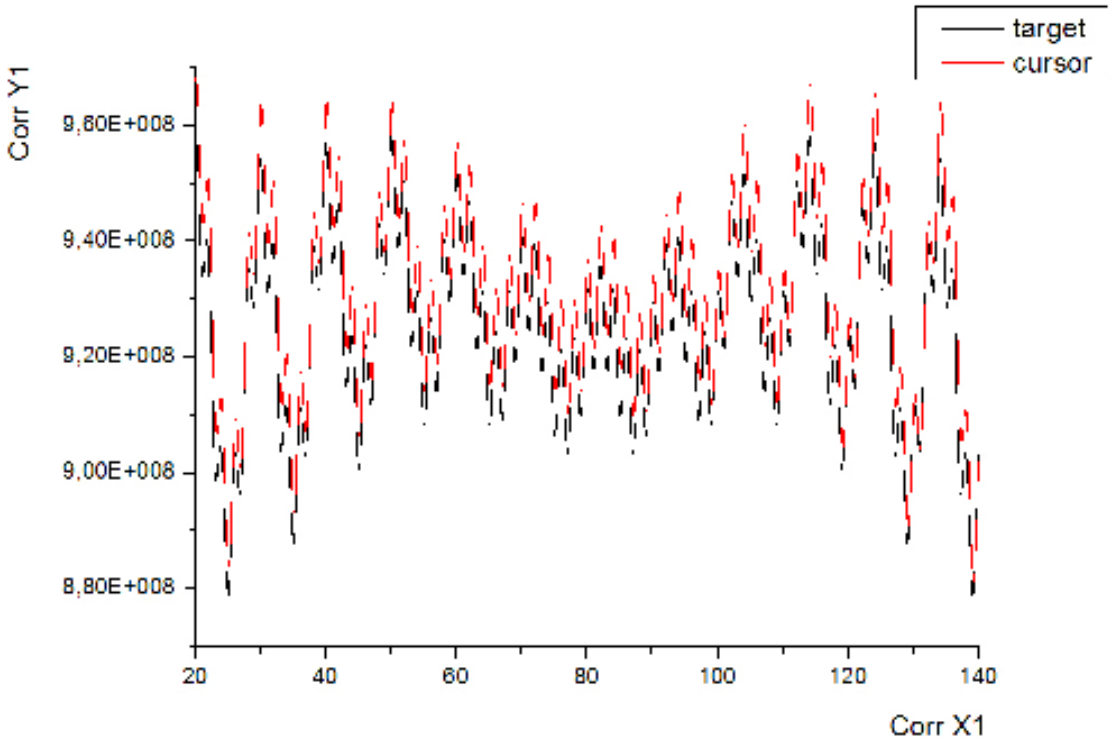
Tabulka 30 – Rozdíl korelačních koeficientů a procentuální vyjádření tohoto rozdílu (zelená pole ukazují rozdíl větší než 5 % v souladu s předpokladem, červená ukazují rozdíl větší než 5 % v rozporu z předpokladem, bílá pole ukazují rozdíl menší než 5 %.)

7.4.2 Časový posun

Proband vždy sleduje pohyb cíle s určitým zpožděním. Toto zpoždění jsme nazvali časový posun a vypočetli jej jako průměrnou vzdálenost odpovídajících si vrcholů autokorelační a kroskorelační funkce na časové ose, viz obrázek 32 a 33. Parametr je uveden v sekundách a dal by se interpretovat jako průměrný reakční čas probanda na změnu pohybu cíle (viz tabulka 31).



Obrázek 32 – Schématické znárodnění cíle časového posunu pohybů a kurzoru (Δt = časový posun)



Obrázek 33 – Grafické znázornění časového posunu pohybů cíle (target) a kurzoru (cursor)

	Časový posun bez alkoholu				Časový posun s alkoholem			
	před jízdou		po jízdě		před jízdou		po jízdě	
	průměr [s]	sm.odch. [s]	průměr [s]	sm.odch. [s]	průměr [s]	sm.odch. [s]	průměr [s]	sm.odch. [s]
MK	0.073	0.019	0.081	0.015	0.013	0.011	0.056	0.051
MT	0.159	0.025	0.083	0.058	0.124	0.044	0.086	0.025
MP	0.169	0.032	0.143	0.033	0.201	0.015	0.155	0.019
PS	0.210	0.059	0.171	0.038	0.161	0.049	0.167	0.050
TM	0.124	0.030	0.086	0.028	0.093	0.020	0.061	0.029
AT	0.343	0.012	0.096	0.011	0.283	0.019	0.202	0.037

Tabulka 31 – Časový posun ve fázích experimentu

Hypotézám by odpovídal stav, kdy bychom po skončení jízdy a pod vlivem alkoholu naměřili větší časový posun. Pokud tedy odečteme hodnoty časového posunu v jednotlivých fázích, zjistíme, že tomuto předpokladu odpovídá pouze malá část případů (zelené buňky v tabulce 32).

	před jízdou-po jízdě				bez alkoholu-s alkoholem			
	bez alkoholu		s alkoholem		před jízdou		po jízdě	
	rozdíl [s]	rozdíl [%]	rozdíl [s]	rozdíl [%]	rozdíl [s]	rozdíl [%]	rozdíl [s]	rozdíl [%]
MK	0.008	11.2	0.042	317.2	-0.060	-81.7	-0.025	-31.3
MT	-0.075	-47.5	-0.038	-30.3	-0.035	-22.0	0.003	3.6
MP	-0.026	-15.2	-0.046	-23.0	0.032	18.9	0.011	7.9
PS	-0.039	-18.7	0.006	3.5	-0.048	-23.1	-0.003	-2.0
TM	-0.037	-30.2	-0.032	-34.7	-0.031	-25.0	-0.026	-29.8
AT	-0.247	-72.0	-0.081	-28.6	-0.060	-17.6	0.106	110.2

Tabulka 32 – Rozdíly časového posunu mezi fázemi experimentu (zelená pole ukazují rozdíl větší než 5 % v souladu s předpokladem, červená ukazují rozdíl větší než 5 % v rozporu z předpokladem, bílá pole ukazují rozdíl menší než 5 %.)

Rozdíly se pohybují v desítkách až stovkách procent. Když jsme spočítali dvouvýběrový t-test střední hodnoty, zjistili jsme, že skoro ve všech případech jsou rozdíly statisticky významné (viz tabulka 33). **Hypotézám odpovídá pouze jeden statisticky významný případ pro vliv dlouhodobosti** (MK) **a jeden pro vliv alkoholu** (MP)

	před jízdou-po jízdě		bez alkoholu-s alkoholem	
	bez alkoholu	s alkoholem	před jízdou	po jízdě
MK	0.003	0.000	0.000	0.000
MT	0.000	0.000	0.000	0.669
MP	0.000	0.000	0.000	0.009
PS	0.000	0.464	0.000	0.620
TM	0.000	0.000	0.000	0.000
AT	0.010	0.000	0.000	0.000

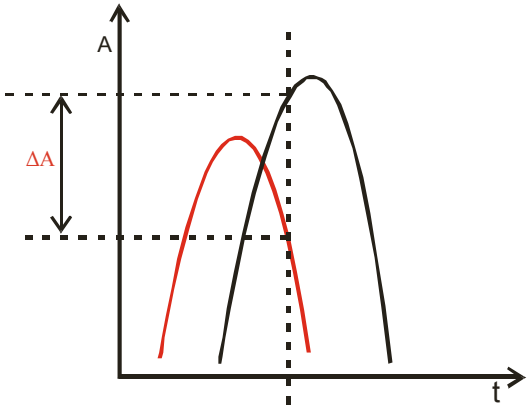
Tabulka 33 – Kritická hodnota statistické významnosti časového posunu ($p<0.05$ označena červeně)

Zdá se tedy, že **dlouhodobé řízení i alkohol vedly spíše ke zmenšení časového posunu.** Vysvětlením může být pokračující proces učení, protože průměrný časový posun byl největší první den před jízdou. Zajímavé je, že po jízdě (bez alkoholu i s alkoholem) se časový posun zpravidla snižoval.

7.4.3 Chyba polohy kurzoru

Chybu polohy kurzoru jsme měřili jako absolutní rozdíl ve velikosti amplitudy obou křivek v jednotlivých časových okamžicích daných vzorkovací frekvencí snímání. (viz obrázek 34, který je schématickým znázorněním detailu obrázku 31). Parametr ukazuje schopnost probanda zaměřit a udržet polohu sledovaného cíle. V ideálním případě, pokud by kurzor sledoval cíl bez odchylek by tedy chyba polohy kurzoru byla rovna nule.

Spočítali jsme průměrnou hodnotu absolutní chyby ve čtyřech fázích experimentu (viz tabulka 34) a vzájemně je porovnali podobně jako časový posun (viz tabulky 35 a 36).



Obrázek 34 – Schématické znázornění (detail obrázku 31) chyby polohy vertikálních pohybů cíle a kurzoru v čase t (ΔA = chyba polohy kurzoru)

	Chyba polohy bez alkoholu				Chyba polohy s alkoholem			
	před jízdou		po jízdě		před jízdou		po jízdě	
	abs.chyba [Px]	sm.odch. [Px]	abs.chyba [Px]	sm.odch. [Px]	abs.chyba [Px]	sm.odch. [Px]	abs.chyba [Px]	sm.odch. [Px]
MK	32.3	25.47	37.3	30.56	25.8	22.51	24.4	18.53
MT	30.9	25.49	32.0	27.16	41.1	42.17	31.8	27.31
MP	36.5	28.08	43.1	34.70	35.0	28.26	34.4	26.53
PS	42.9	31.62	41.7	36.44	46.6	33.31	50.3	42.80
TM	32.7	27.94	34.6	29.63	27.3	23.27	29.9	24.57
AT	44.5	34.02	43.3	29.88	42.4	32.30	36.4	27.70

Tabulka 34 – Absolutní chyba polohy kurzoru ve fázích experimentu

	před jízdou-po jízdě				bez alkoholu-s alkoholem			
	bez alkoholu		s alkoholem		před jízdou		po jízdě	
	rozdíl [Px]	rozdíl [%]	rozdíl [Px]	rozdíl [%]	rozdíl [Px]	rozdíl [%]	rozdíl [Px]	rozdíl [%]
MK	4.95	15.3	-1.37	-5.3	-6.55	-20.3	-12.88	-34.5
MT	1.15	3.7	-9.30	-22.7	10.17	32.9	-0.28	-0.9
MP	6.66	18.3	-0.57	-1.6	-1.44	-4.0	-8.68	-20.1
PS	-1.27	-3.0	3.72	8.0	3.67	8.5	8.66	20.8
TM	1.85	5.7	2.62	9.6	-5.38	-16.4	-4.61	-13.3
AT	-1.26	-2.8	-6.01	-14.2	-2.10	-4.7	-6.86	-15.8

Tabulka 35 – Rozdíl absolutní chyby mezi fázemi experimentu (zelená pole ukazují rozdíl větší než 5 % v souladu s předpokladem, červená ukazují rozdíl větší než 5 % v rozporu z předpokladem, bílá pole ukazují rozdíl menší než 5 %.)

	před jízdou-po jízdě		bez alkoholu-s alkoholem	
	bez alkoholu	s alkoholem	před jízdou	po jízdě
MK	0.000	0.000	0.000	0.000
MT	0.005	0.000	0.000	0.512
MP	0.000	0.180	0.001	0.000
PS	0.017	0.000	0.000	0.000
TM	0.000	0.000	0.000	0.000
AT	0.012	0.000	0.000	0.000

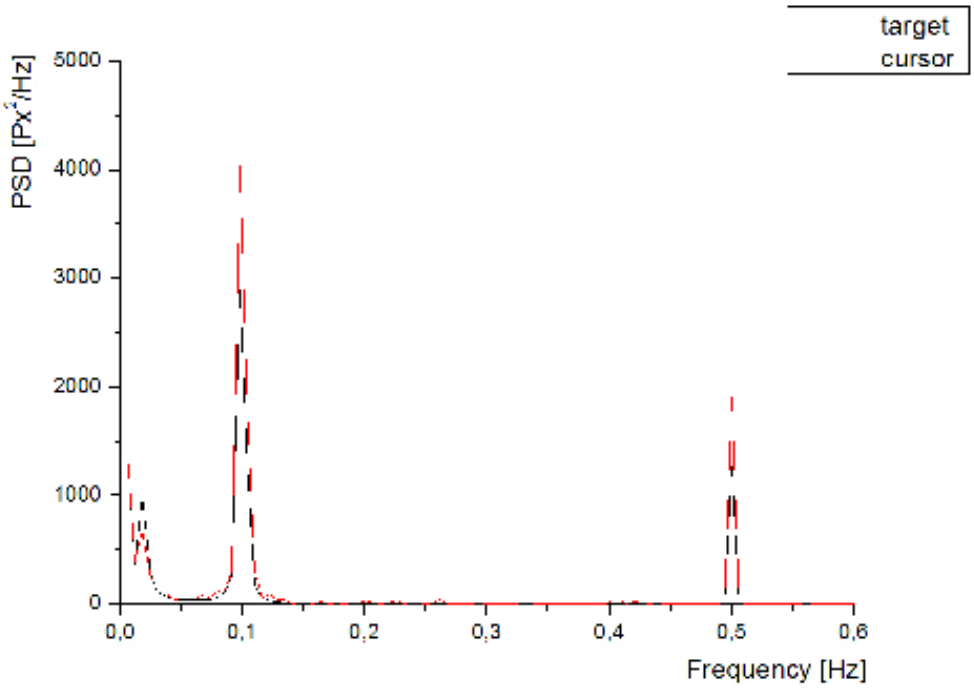
Tabulka 36 – Kritická hodnota statistické významnosti chyby (p<0.05 označena červeně)

Také u absolutní chyby se ukázalo, že rozdíly jsou skoro ve všech případech statisticky významné (viz tabulka 36), ovšem **z naměřených údajů nelze vysledovat žádné tendence**.

7.4.4 Výkonové spektrum

Předpokládali jsme, že rozdíly v naměřených křivkách by se mohly projevit i ve frekvenční závislosti (frekvenční posun, fázový posun, výskyt specifických frekvencí, amplitudová charakteristika, atd.). K frekvenční analýze nás přímo vybízel harmonický charakter obou křivek. Převod do frekvenční závislosti byl realizován rychlou numerickou Fourierovou transformací (nFFT) v programu OriginPro. Pro tuto transformaci byl použit prostřední interval naměřených dat – 8 192 hodnot (cca 164 s z celkových 300 s), první a poslední čtvrtina měření tedy byla odstřižena. Tento střih byl proveden z důvodu nutnosti celočíselného mocnitele dvou pro počet hodnot použitých při nFFT a zároveň tím byla zvýšena objektivita, protože lze předpokládat, že na začátku a konci pětiminutového měřeného intervalu je proband ovlivněn dalšími vlivy (učení, blížící se konec testu). Díky akvizičnímu programu realizovanému v prostředí operačního systému Windows XP bez externího časovače byla ještě nutná extrapolace na konstantní časový krok diskrétních dat. Pro nFFT transformaci bylo použito „Hanningovo okno“ kompenzující nenulový začátek a konec vybrané posloupnosti naměřených hodnot.

K našemu překvapení se v pohybu kurzoru u žádného měření **nevyskytly jiné frekvence než u zadaného pohybu cíle**, ba **nedošlo ani k žádnému frekvenčnímu posunu**. **Žádnou zákonitost jsem neprokázali ani ve fázovém posunu**. Jediné změny byly patrné v hodnotách amplitud na jednotlivých realizovaných frekvencích. Pro zvýraznění rozdílů a odstranění šumu jsme pro porovnávání použili velikosti výkonových spekter (PSD) na daných frekvencích 0,025; 0,1 a 0,5 Hz (viz tabulka 37).



Obrázek 35 – Příklad hustoty výkonového spektra jednoho z probandů při porovnání pohybů cíle (target) a kurzoru (cursor)

		bez alkoholu		s alkoholem		před jízdou		po jízdě	
	frekv.	před jízdou-po jízdě		před jízdou-po jízdě		bez alkoholu-s alkoholem		bez alkoholu-s alkoholem	
	[Hz]	rozdíl [Px^2/Hz]	rozdíl [%]	rozdíl [Px^2/Hz]	rozdíl [%]	rozdíl [Px^2/Hz]	rozdíl [%]	rozdíl [Px^2/Hz]	rozdíl [%]
MK	0.025	524.9	-549.1	18.9	-34.7	41.1	-43.0	-117.0	-143.7
	0.1	1638.5	273.5	-41.9	-9.4	-151.2	-25.2	-409.1	-50.2
	0.5	474.6	139.3	-109.3	-58.0	-152.3	-44.7	-95.9	-54.8
MT	0.025	315.2	3374.4	146.7	-67.6	-226.5	-2424.9	-83.6	-635.5
	0.1	968.3	609.5	388.5	-291.6	-292.1	-183.9	229.6	895.2
	0.5	54.9	16.4	-290.5	-41.2	371.2	111.3	302.3	270.0
PS	0.025	428.7	-1072.3	-293.1	336.5	-47.1	117.8	-429.1	-877.1
	0.1	1462.1	-3768.9	281.9	195.4	183.1	-472.0	397.1	1360.2
	0.5	843.8	242.7	153.3	22.3	338.8	97.4	295.9	54.4
MP	0.025	454.4	-277.9	173.7	-80.3	-52.9	32.3	42.1	-49.6
	0.1	1585.3	-3495.4	-73.3	-54.3	180.3	-397.5	27.2	79.1
	0.5	655.4	323.2	-9.4	-5.1	-18.0	-8.9	-82.4	-32.0
AT	0.025	879.4	-743.8	76.7	-56.6	-17.3	14.6	69.7	-54.2
	0.1	1241.9	-705.1	77.3	-59.2	45.6	-25.9	-105.7	-201.5
	0.5	212.8	9457.1	36.1	36.9	95.6	4247.5	252.4	-213.0
TM	0.025	246.9	-331.0	-38.3	-2485.4	76.1	-102.1	8.1	-18.0
	0.1	1623.3	5599.9	66.2	104.2	34.5	119.1	-162.0	-55.5
	0.5	484.5	193.3	133.5	151.0	-162.3	-64.7	83.5	60.4

Tabulka 37 – Rozdíly ve velikosti výkonového spektra na daných frekvencích (0,025; 0,1 a 0,5 Hz)

7.4.5 Shrnutí

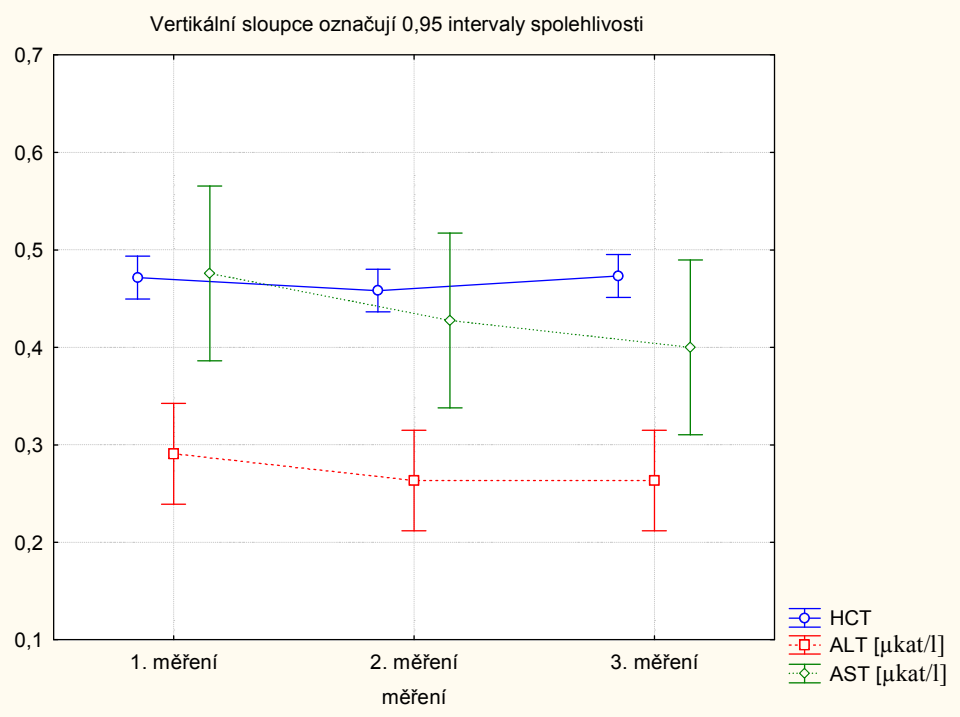
U jedné osoby jsme naměřili snížení korelačního koeficientu křížových korelací pod vlivem alkoholu. **Časový posun pohybů kurzoru vůči cíli vykázal trend postupného zkracování času**, což neodpovídá předpokladu a bylo by možné je vysvětlit pokračujícím procesem učení. **Velikost absolutní chyby neukázala žádné jednoznačné tendence**. Zajímavé je, že rozdíly v časovém posunu i v absolutní chybě byly skoro ve všech porovnávaných případech statisticky významné. **Ve výkonovém spektru jsme pod vlivem dlouhodobého řízení ani alkoholu neobjevili žádné další frekvence**.

7.5. Dynamika vnitřního prostředí organismu

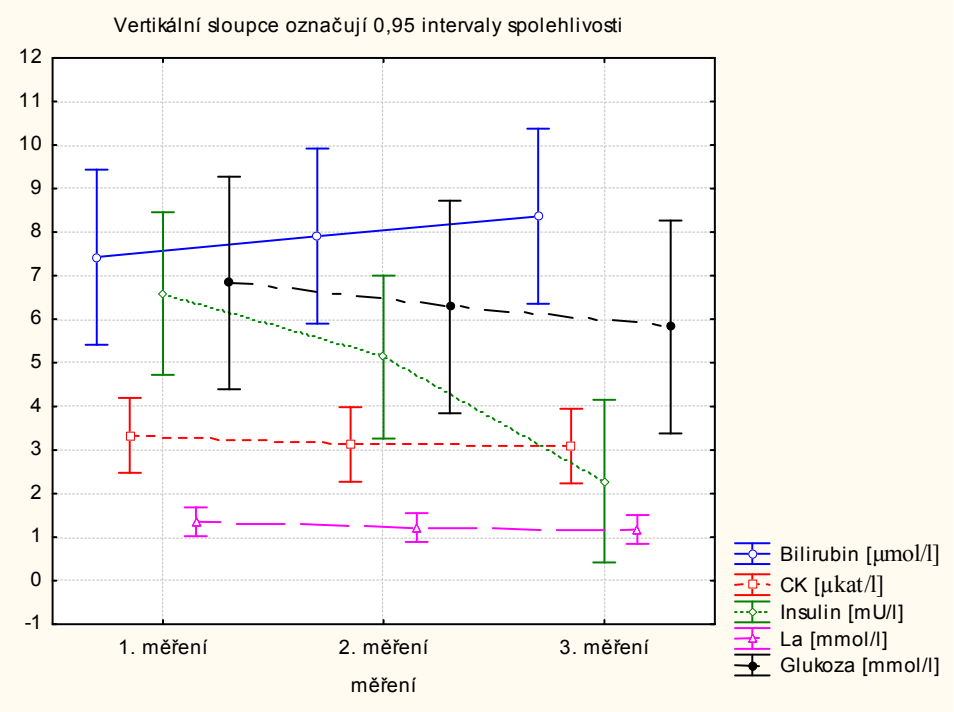
Pro orientační posouzení vlivu dlouhodobé řízení a alkoholu na vnitřní prostředí organismu byla sledována dynamika vybraných biochemických parametrů bezprostředně před začátkem jízdy, po jedné hodině a po dojetí.

7.5.1 Vliv dlouhodobého řízení na vnitřní prostředí

Vliv dlouhodobého řízení by se měl projevit v dynamice biochemických hodnot získaných v průběhu jízdy. Obrázky 36 a) a 36 b) ukazují trendy v biochemických parametrech vlivem dvouhodinové jízdy. **Přestože u některých parametrů (např. inzulín) byly zjištěny značné změny, lze je považovat za oscilace v rámci normálního fyziologického rozpětí**.



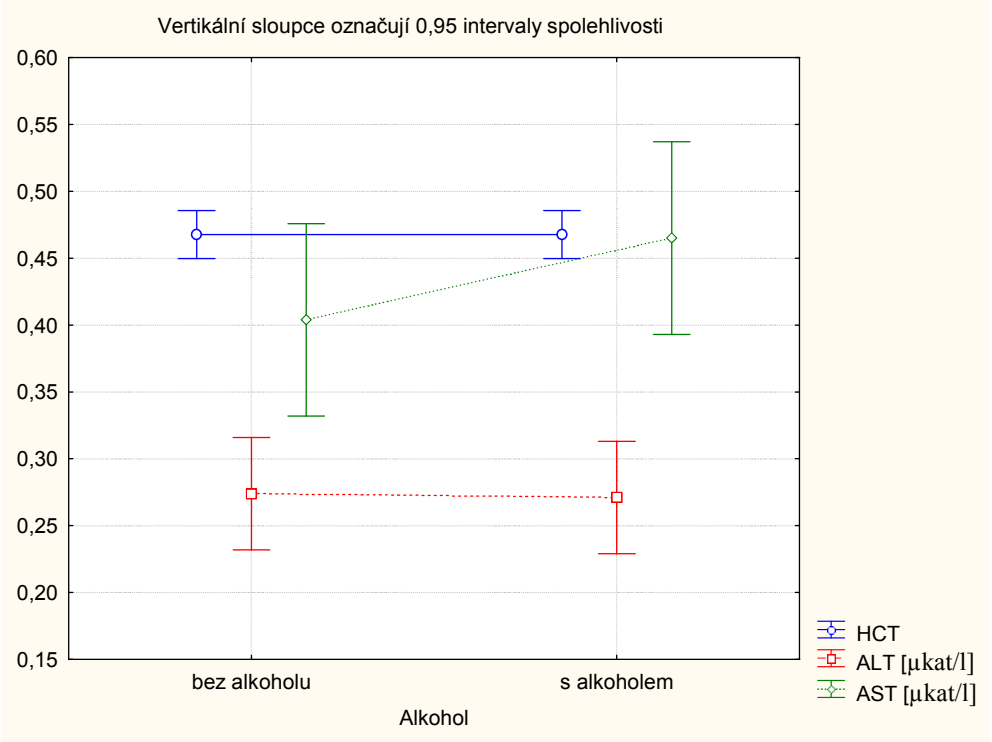
Obrázek 36 a) – Dynamika vybraných parametrů vlivem dlouhodobé jízdy



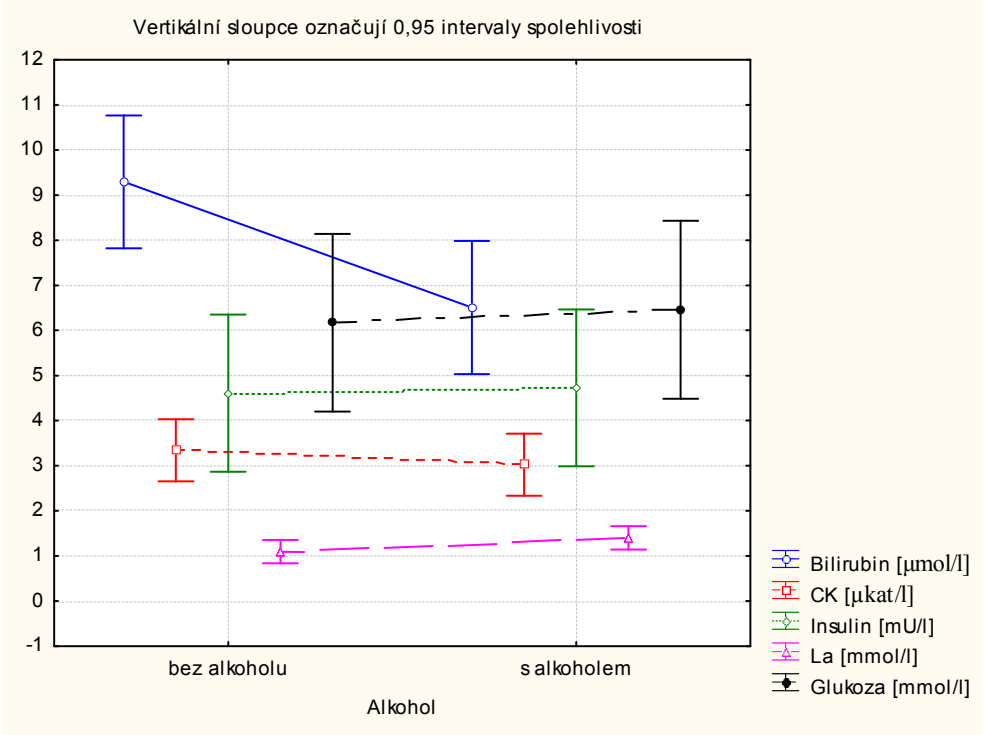
Obrázek 36 b) – Dynamika vybraných parametrů vlivem dlouhodobé jízdy

7.5.2 Vliv alkoholu na vnitřní prostředí

Obdobně by se měl vliv alkoholu projevit porovnáním jízdy bez alkoholu a pod vlivem alkoholu (viz obrázek 37). **Také v tomto případě jsme zjistili u některých parametrů** (např. bilirubin) **významné změny, které ovšem věcně lze považovat za běžnou dynamiku v referenčním pásmu**.



Obrázek 37 a) - Dynamika vybraných parametrů vlivem alkoholu



Obrázek 37 b) - Dynamika vybraných parametrů vlivem alkoholu

7.5.3 Shrnutí

Přestože u některých parametrů došlo ke statisticky významným změnám, žádný parametr se nevychýlil z referenčních hodnot (s výjimkou glykémie u probandů MP, který trpí hyperglykémií). **Dynamika biochemických ukazatelů tak odpovídá normální oscilaci v běžném fyziologickém rozpětí** a dvouhodinové řízení motorového vozidla, a to ani pod vlivem alkoholu, se na těchto parametrech neprojevilo a lze tedy předpokládat, že **nedošlo k měřitelnému zvýšení fyzické zátěže**.

8. Diskuse

Protože naše práce byla zaměřena především metodologicky a metrologicky, pokusíme se v rámci diskuze kromě komentáře výsledků upozornit také na problémové oblasti, které při experimentu vyvstaly a navrhnout další možné směřování výzkumu.

Pro zobecnění poznatků na širší populaci byl výzkumný soubor příliš malý. K omezení počtu probandů na šest nás vedly především organizační důvody, protože simulátor je značně vytížen a testování, které by blokovalo simulátor na delší dobu, nebylo možné.

Testy přesnosti analyzátoru ukazují, že rozlišovací schopnost systému se pohybuje v řádu desetin milimetru (resp. desetin stupně), což lze pro náš experiment považovat za dostatečné.

8.1. Alkohol

Přestože výpočet koncentrace alkoholu vychází ze Skript soudního lékařství (Štefan, Hladík, 1998; Štefan, Hladík, Adámek, 2003), námi naměřené maximální koncentrace se značně odlišují od očekávaných.

Na individuální reakci orálně podávaného alkoholu upozorňuje např. Rohrbaugh a kol. (1988) a Grant a kol. (2000), který doporučuje intravenózní podávání. Jejich poznatky odpovídají i našim zjištěním a proto doporučujeme pro případný opakovaný experiment intravenózní podávání alkoholu, testovat všechny osoby ve stejnou denní dobu, nejlépe po ránu a před experimentem důsledně kontrolovat stravovací a pitný režim.

Ideström a Cadenius (1968) naměřili nejvyšší zhoršení motorických funkcí 30–60 minut po požití alkoholu, dvě hodiny po požití bylo již jen minimální. Proto jsme očekávali výrazný vliv alkoholu na variabilitu pohybu ruky a na řízení vozidla. Z našeho experimentu takové jednoznačné závěry nevyplívají. Ukázalo se, že reakce probandů byly značně individuální, u některých jedinců došlo ve vybraných parametrech i ke zlepšení.

V souladu s literaturou (Linnoila, Mattila, 1975; Harrison, Fillmore, 2005) se ukázalo, že všichni **probandi jezdili pod vlivem alkoholu rychleji** (u všech jsme naměřili kratší čas na jedno kolo). U čtyřech z nich bylo toto zrychlení statisticky významné.

8.2. Řízení vozidla

Ting a kol. (2008) ukázal, že 80 minut nepřerušovaného řízení simulátoru v monotónních podmínkách dálničního provozu vede ke zpomalení rychlosti reakce a považuje tuto hodnotu za hraniční pro bezpečné řízení. Naše výsledky k takto jednoznačným zjištěním nevedou, odpovídají spíše zjištěním Philipa (2005), který nezjistil žádné významné zhoršení výkonu u řádně vyspalých osob ani při jízdě trvající

1000 km (se čtyřmi krátkými přestávkami). Obdobně také v našem experimentu **žádný sledovaný parametr nevykázal jednoznačné zvětšení variability během dvouhodinové jízdy.**

V literatuře lze nalézt řadu experimentů sledujících vliv různých faktorů na řízení vozidla. Dle publikovaných studií již relativně malá dávka alkoholu (do 1 g/kg) negativně ovlivní řízení vozidla a projeví se vyšší mírou kličkování v jízdním pruhu (Vakulin a kol., 2007; Harrison, Fillmore, 2005; Linnoila a Mattila, 1975; Arnedt a kol. (2001), zpomaleným reakčním časem (Zhang a kol., 2007; Vakulin a kol., 2007) a zanedbáváním pravidel silničního provozu, především rychlejší jízdou (Vakulin a kol., 2007; Linnoila a Mattila, 1975).

Naše výsledky k takto jednoznačným závěrům nevedou. Nezjistili jsme, že by řidiči pod vlivem alkoholu reagovali pomaleji na červené světlo semaforu ani nepohybovali více volantem, naopak naměřili jsme zmenšení variability pohybů volantu pod vlivem alkoholu (u dvou osob o více než 10 %). Přestože se ukázalo, že všichni probandi pod vlivem alkoholu jezdili rychleji, vysvětlení může být i v postupném naučení se jízdě v simulátoru a lepší znalosti virtuální trati. Délka trati byla cca 7,5 km, každý proband tedy absolvoval stejný okruh více ne dvacetkrát za den a více než čtyřicetkrát během celého dvoudenního testování a lze tedy předpokládat detailní znalost okruhu ke konci testu. Pro případné opakování experimentu by bylo vhodné zvolit delší okruh, na kterém by se zapamatovatelnost omezila.

Přestože jsme se snažili červené světlo semaforu používat náhodně (v intervalu 60–150 sec.), testované osoby uváděly, že si tento fakt uvědomovaly a v únavě (po rozjetí a dosažení rychlosti 90 km/h) vědomě uvolňovaly svou pozornost, protože bylo zřejmé, že mají krátký časový interval, kdy nebude vyžadována maximální pozornost. Pochopitelně v normálním silničním provozu, by takové chování bylo značně rizikové. U dvou osob jsme okolo devadesáté minuty jízdy pod vlivem alkoholu pozorovali mikrospánkové stavy.

Simulátor byl vybaven řazením typu TipTronic. Protože žádný z probandů toto řazení normálně nepoužívá, bylo zřejmé, že probandi potřebovali určitý čas na přivyknutí ovládání simulátoru. Zejména se jako složité ukázalo nutit probanda po každé změně převodového stupně vracet ruku zpět na volant, což je sice obecně doporučený způsob řízení, ale v běžném provozu ne zcela obvyklý. Řazení TipTronic bylo sice výhodou z pohledu stálé polohy hlavice řadící páky v prostoru (vzhledem k souřadnému systému, k řidiči a dalším ovládacím prvkům vozidla), ale protože simulátor měl v době testování drobnou konstrukční vadu, která způsobovala občasné přeřazení o dva rychlostní stupně najednou, bylo zřejmé že řazení nebylo zcela standardním pohybovým úkonem, na který byli probandi zvyklí a vyžadovalo vyšší míru vědomé koncentrace na pohyb a důslednější volní kontrolu.

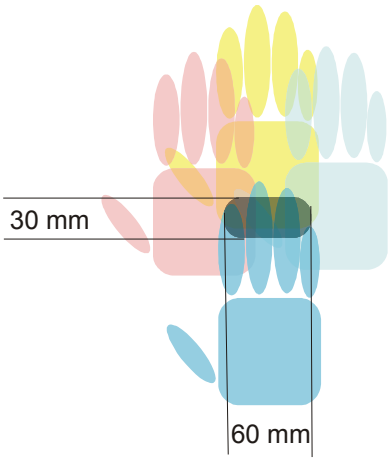
8.3. Pohyb ruky při řazení

V literatuře jsme našli jen velmi málo informací k variabilitě pohybů člověka v podmínkách řízení motorového vozidla a vlivu dalších faktorů na tuto variabilitu. Našli jsme několik prací sledujících časové charakteristiky pohybu nohou při ovládání pedálů (Cantin a kol., 2004; Zhang a kol. (2007), ale prostorová kinematická analýza

pohybů paží v kokpitu vozidla není v literatuře prozatím zdokumentována. Nemůžeme tedy naše zjištění porovnat s poznatky jiných výzkumníků.

Ukázalo se, že plocha směrodatné odchylky byla největší v prvních deseti zastavení bez alkoholu. To by se dalo vysvětlit pokračujícím procesem učení se novému pohybu a znamenalo by to prodloužit čas zácviku na simulátoru.

Pohyb ruky je do značné míry podobný testům typu „reach-to-grasp“ s tím rozdílem, že výchozí poloha pohybu (na volantu) není přesně definována, protože ruka opouští volant a vrací se zpět v různých polohách otáčení volantu. Ovšem opačný konec pohybu se nachází stále ve stejném místě. Poloha ruky v okamžiku dotyku řadící páky vykazovala značné odchylky (až 7 cm), ale z pohledu splnění pohybového úkolu (změny převodového stupně) jsou takovéto odchylky ještě přijatelné a neovlivní schopnost spolehlivě měnit převodové stupně ani bezpečnost silničního provozu. Otázkou je, jak by se přesnost koncové polohy změnila při pohybu maximální rychlostí (odpovídajícímu řešení krizové dopravní situace). Navíc hlavice řadící páky byla poměrně veliká (oválného tvaru o rozměrech 3 x 6 cm), hlavici lze uchopit prsty nebo dlaní, takže rádius, kdy je ruka a hlavice v takové poloze, aby bylo možné úspěšně provést pohybový úkon je značný (viz obrázek 38). Protože jsme nezaznamenali případ, kdy by proband řadící páku minul, předpokládáme, že naměřená variabilita koncové polohy pohybu byla menší než hodnota kritická. **Odhadujeme, že za kritickou mez lze považovat přibližně 5 cm v ose X a 10 cm v osách Y a Z**.



Obrázek 38 – Schématické znárodnění variability polohy ruky vůči řadící páce

Z ústních sdělení vyplývá, že chyby v řazení převodových stupňů mohou způsobit takový pokles výkonu motoru, že to ve sportovním motorismu znamená propad v pořadí o několik míst. Lze se domnívat, že obdobně, i když v menším rozsahu, mají podobné řidičské chyby důsledky i v běžném silničním provozu, kde špatné řazení způsobí neočekávaný pokles výkonu motoru (v případě přeřazení na špatný rychlostní stupeň), případně prodlouží interval, kdy výkon motoru není využíván (nezařazení žádného stupně a sešlápnutí plynového pedálu „na prázdno“), může v rozhodujícím kritickém okamžiku představovat zpomalení dopředného pohybu auta o několik metrů, čímž se vytvářejí podmínky pro zhoršení plynulosti dopravy, dopravní kongesce a potencionálně nebezpečné dopravní situace.

Již roku 1954 formulovat Paul M. Fitts tzv. Fittsův zákon, který zní: „Čas potřebný k dosažení cíle je funkcí podílu vzdálenosti a velikosti cíle“. Lze tedy předpokládat, že čím vyšší bude rychlost pohybu, tím vyšší budou i nepřesnosti v jeho provedení. V případech, kdy není trvání pohybu, jeho rychlost, trajektorie ani precisní dohledání koncové polohy pohybu kritickým parametrem úspěšného vyřešení pohybového úkolu, není řidič nucen důsledně kontrolovat provedení pohybu, a proto má značnou „svobodu volby“ různých způsobů řešení pohybové úlohy. Tím je možné vysvětlit nejednoznačnost výsledků. Ovšem při řízení vozidla nastávají situace, kdy rozhodujícím faktorem může být rychlá změna převodového stupně. Proto by bylo vhodné případný následující experiment sestavit tak, aby řidič byl nucen řešit pohybový úkon v kritické situaci, kdy je rychlé a úspěšné zvládnutí pohybu nutnou podmínkou vyřešení komplexnější úlohy vyšší řádu (např. vyhnutí se překážce na silnici, maximální zrychlení, apod.).

Zdá se, že jeho variabilita není příliš ovlivněna dlouhodobým opakováním, a to ani v kombinaci s intoxikací alkoholem. Vysvětlením může být fakt, že sledovaný pohyb je velmi jednoduchý, odehrává se v ergonomickém prostředí a navíc je mnohočetným opakováním silně automatizován. U námi testovaným osob v řadě případů sice došlo ke statisticky významným změnám, ovšem **nelze vysledovat jednoznačné, hypotézy potvrzující, trendy**. Přestože rozdíly byly v některých případech statisticky významné, domníváme se, že věcně významné byly jen vyjímečně (koncová poloha ruky, reakční čas na červené světlo).

Vysvětlením nejednoznačnosti výsledků může být fakt, že úspěšné vyřešení pohybového úkolu (pohyb ruku z volantu na řadící páku, změna převodového stupně a pohyb ruky zpět na volant) se odehrává ve značně standardních podmínkách ergonomicky vyladěného prostředí kokpitu osobního automobilu. Podmínky testování navíc byly takové, že řidič nebyl nucen pohyb řešit v krizové situace. Lze tedy prohlásit, že dvouhodinové řízení není dostatečně dlouhá doba, aby se na řízení pohybu projevila monotonie. Navíc reakce organismu na alkohol je značně individuální, protože alkohol může působit stimulačně i inhibičně.

8.4. Tracking task

Dlouhodobé měření výkonu v tracking tasku (30 minut) nevykazuje jednoznačné souborné charakteristiky (Prouza, 2007). Naše měření jsou s těmito poznatky v souladu, protože opakovaně realizovaný tracking task (bez alkoholu ani pod jeho vlivem) po dvouhodinovém řízení vozidla také neukázal žádné jednoznačné tendence.

Literatura poskytuje značně nejednoznačný pohled na vliv alkoholu na výkon ve stíhací úloze. Přestože většina publikací potvrzuje zhoršení výkonu v tracking tasku vlivem alkoholu (např. Dalrymple, 2003; Landauer, 1990), někteří autoři (např. Maylor a kol. 1990) tvrdí opak. Stejně tak i naše zjištění jsou nejednoznačná a bylo by nutné zjištěné poznatky ověřit na větším testovaném souboru.

Testované osoby tvrdily, že pohyby cíle byly po určité době částečně predikovatelné, takže lze předpokládat, že výsledky byly tímto faktem ovlivněny. Tuto skutečnost by mohly potvrzovat i hodnoty časového posunu, kde jsme v průběhu testování naměřili postupné zkracování času zpoždění kurzoru proti cíli.

8.5. Vnitřní prostředí

Dlouhodobé řízení v náročných podmínkách (24 hodin jízdy soutěžního charakteru) má vliv na vnitřní prostředí organismu (Tsopanakis, 1998). Naše zjištění ukazují, že dvouhodinové řízení v klidných podmínkách ke změnám ve vnitřním prostředí nevede. Zdá se, že k tomu, aby se dlouhodobé řízení projevilo významnou změnou ve vnitřním prostředí by bylo zapotřebí značně delšího a náročnějšího řízení sportovního charakteru, případně v obtížných klimatickým podmínkách (horko, vysoká vzdušný vlhkost).

Důležitým biochemickým ukazatelem ovlivňujícím výkon řidiče může být glykémie (Cheyne a kol., 2004). Graveling, Warren, Frier (2004) konstatují, že ke zhoršení řidičských schopností dochází již při poklesu glykémie pod 4 mmol/l. V našem případě žádný z probandů neměl hodnoty glykémie nižší než 4 mmol/l., lze tedy předpokládat, že řidičský výkon probandů nebyl hypoglykémií negativně ovlivněn.

Vybrané biochemické parametry neukázaly žádný trend. Lze předpokládat, že vliv řízení v trvání dvou hodin a alkoholu v koncentraci nižší než 1,0 g/kg byl tak nízký, že jej všichni probandi dokázali kompenzovat v rámci normálního fyziologického rozpětí měřených parametrů.

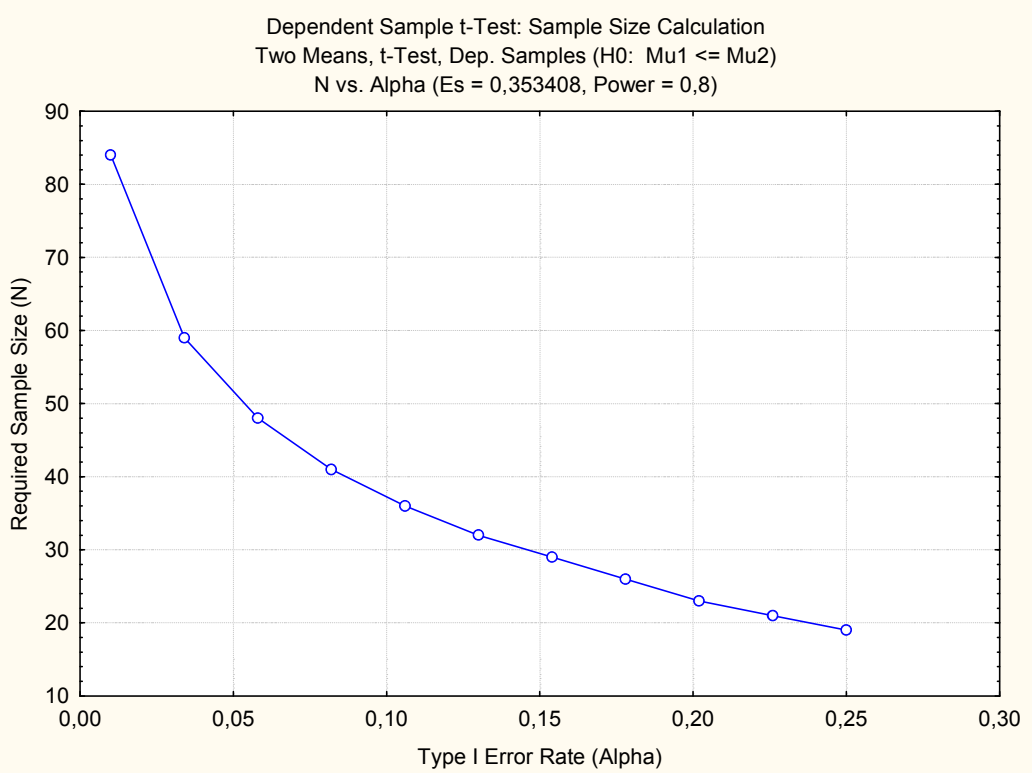
Všechny sledované biochemické parametry (s výjimkou glukózy u MP, kde byla zjištěna patologicky vysoká hodnota) se v průběhu testování pohybovaly v mezích normy, dynamika měřených parametrů vykazuje pouze normální oscilace a absolvované zatížení lze z tohoto hlediska hodnotit jako velmi nízké (klidové). Statisticky významné rozdíly (jako pokles bilirubinu pod vlivem alkoholu nebo insulinu v průběhu jízdy) lze tedy považovat za běžné oscilace, nezpůsobené řízením vozidla či alkoholem. Konstatujeme tedy, že **dvouhodinové řízení ani v kombinaci s mírnou alkoholovou intoxikací nemá vliv na sledované biochemické parametry**.

8.6. Aplikační doporučení

Z naměřených údajů jsme odhadli odpovídající velikost testovaného vzorku pro případné zobecnění. K tomuto účelu jsme použili plochu směrodatné odchylky (viz kapitola 7.2.2, str. 66) a na základě analýzy síly testu pro t-test pro závislé výběry pro kritickou hodnotu alfa = 0,05 spočítali minimální počet probandů (*n*) s následujícím výsledkem:

	pohyb z volantu na řadící páku		pohyb z páky na volant	
	f10b-f10a	f10b-l10b	f10b-f10a	f10b-l10b
n	51	22	11	14

Tabulka 38 – Požadovaná velikost vzorku (n) pro porovnání plochy vytvořené směrodatnou odchylkou pohybu ruky z volantu na řadící páku a zpět



Obrázek 39 – Požadovaná velikost vzorku (N) vzhledem ke kritické hodnotě (Alpha)

Z výše uvedeného lze vyvodit, že minimální počet probandů pro případné zobecnění plochy směrodatné odchylky by měl být určitě vyšší než 11, optimálně vyšší než 51.

Je zřejmé, že pro vyšší standardizaci podmínek testování by bylo nutné test provádět u všech probandů ve stejnou denní dobu (nejlépe ráno) a se stejnou náplní žaludku. Podle ústního sdělení zaměstnanců LSS, kteří s testováním pod vlivem alkoholu na předmětném simulátoru mají také zkušenosti, koncentrace alkoholu ve výši okolo 2 g/kg již ve zvýšené míře způsobuje žaludeční nevolnosti a tím komplikuje měření.

Nikdo z probandů nepřiznal, že by mu jízda vyvolala žaludeční nevolnost způsobenou změněným vnímání a absencí setrvačné a odstředivé síly, a to ani ve střízlivém stavu ani pod vlivem alkoholu. Problémy s nucením na zvracení přiznala pouze osoba při předexperimentu (první den testování), kdy jsme test pro nevolnost předčasně ukončili po jedné hodině a čtyřiceti sedmi minutách. Osoba, u níž jsme na počátku jízdy naměřili 1,0 g/kg přiznala nevolnost následně cca 1–2 hodiny po dojetí. Lze předpokládat, že koncentrace alkoholu převyšující 1,0 g/kg by vyvolaly nevolnost u více probandů.

Při jízdě v simulátoru si je testovaná osoba, i přes značně reálné podmínky, vždy vědoma faktu, že případné chyby v řízení nemají žádné následky (nehoda, zranění, apod.) a proto nelze nikdy z tohoto pohledu řízení v simulátoru považovat za identické skutečným podmínkám. V průběhu experimentu se ukázalo, že probandi si byli vědomi nezvyklé situace způsobené jednak neobvyklým zážitkem (jízdou v simulátoru poskytujícím vjemy blízké podmínkám řízení skutečného auta), ale také možností vyzkoušet si jízdu pod vlivem alkoholu. Zejména u mladších osob lze předpokládat, že

budou test vnímat jako dokonalou počítačovou hru a budou mít snahu v průběhu testu „závodit“. U mladších probandů bylo na začátku testu zřetelné expresivní chování a vyšší míra vzrušení, ovšem po cca 30 minutách jízdy tento stav odezněl.

Z toho lze vyvodit, že pro získání objektivních údajů by bylo nutné experiment rozšířit jak z pohledu počtu probandů, tak i vytvořit kontrolní skupinu osob, která by dostávala placebo, nejlépe v podmínkách dvojitě slepé studie. Velikost plochy směrodatné odchylky naznačuje, že zácvik jízdy v simulátoru by měl být delší než 10–15 minut, proto by bylo vhodné prodloužit dobu zácviku. Delší zácvik by minimalizoval i vliv vzrušení z neobvyklého zážitku.

Z výše uvedeného je zřejmé, že při opakování stejného experimentu by bylo nutné zajistit skupinu více než dvaceti osob a přibližně stejně velkou kontrolní skupinu a každého probanda testovat za stejných podmínek (tzn. ve stejnou denní dobu – nejlépe ráno a se stejnou náplní žaludku). V praxi by to znamenalo, že testování jedné osoby by zabralo dva dny (přesněji dvě dopoledne) a celý experiment asi 80 pracovních dní (testovaný soubor: 20 osob x 2 dny + kontrolní skupina: 20 osob x 2 dny), což je z praktických důvodů obtížně realizovatelné. Proto by bylo možné experiment zkrátit tím, že by jízda pod vlivem alkoholu trvala pouze cca 20 minut. U většího výzkumného souboru by bylo možné změnit pořadí testových podmínek a část osob nechat jet první den pod vlivem alkoholu a druhý den bez něho.

Problémem z pohledu standardizace testu se ukázal závěr testu, kdy si testované osoby byly vědomi blížícího se konce testu a viditelně „ožili“.

Bylo by zajímavé sledovat vliv dlouhodobého řízení či alkoholu na variabilitu pohybu při provádění více úkonů současně, např. schopnost koordinovat pohyby obou rukou nebo rukou a nohou, případně při řešení složitějších multitaskových úkonů (např. telefonování za jízdy).

Tracking task by v ideálních podmínkách měl být více specifický vzhledem k řešené úloze (pohyb ruky na řadící páku). Takové zařízení by mělo testovat tracking taskovou úlohu postavenou na stejném řízení pohybu a vstupním zařízením by měla být kombinace volantu a joysticku (případně pedálů) umístěných stejně jako v kokpitu auta. Ovšem takové zařízení jsme neměli k dispozici a jeho vývoj a ověření by přesáhly rámec řešené práce.

Domníváme se, že při řízení simulátoru v trvání dvou hodin nemá smysl sledovat změny ve vnitřním prostředí. Význam takového měření by rostl při jízdě trvající mnoho hodin, případně v extrémních klimatických podmínkách.

9. Závěry

Nepotvrdilo se jednoznačně, že by řízení simulátoru v trvání dvou hodin zvýšilo variabilitu pohybu ruky při řazení převodových stupňů. Protože dvouhodinové řízení nevedlo ke zvětšení variability u žádného ze sledovaných parametrů **zamítáme první hypotézu**.

U následujících parametrů se vliv dvouhodinového řízení neprojevil vůbec nebo se sice projevil, ale u některých probandů došlo ke zvětšení variability a u jiných ke zmenšení:

- Trajektorie ruky vzhledem k řadící páce,
- Rychlost ruky vzhledem k řadící páce,
- Prodloužení času pohybu z volantu na řadící páku,
- Dohledání polohy hlavice řadící páky,
- Reakční čas na červené světlo,
- Tracking task – korelační koeficient,
- Tracking task – chyba polohy kurzoru,
- Tracking task – výkonové spektrum,
- Všechny sledované biochemické parametry.

Ve dvou případech došlo po dvouhodinovém řízení ke zmenšení variability:

- Plocha směrodatné odchylky,
- Tracking task – časový posun.

Obdobně se nepodařilo z obecného pohledu jednoznačně prokázat, že mírná intoxikace alkoholem vede ke zvýšení variability pohybů ruky ve srovnání s jízdou bez alkoholu a proto zamítáme i druhou hypotézu.

Vliv alkoholu se projevil zvětšením variability u následujících parametrů:

- Prodloužení času pohybu z volantu na řadící páku,
- Rychlost jízdy.

U následujících parametrů se vliv alkoholu neprojevil vůbec nebo se sice projevil, ale u některých probandů došlo ke zvětšení variability a u jiných ke zmenšení:

- Trajektorie ruky vzhledem k řadící páce,
- Rychlost ruky vzhledem k řadící páce,
- Dohledání polohy hlavice řadící páky,
- Reakční čas na červené světlo,
- Frekvenční analýza pohybů volantu,
- Tracking task – korelační koeficient,
- Tracking task – chyba polohy souboru,
- Tracking task – výkonové spektrum,
- Všechny sledované biochemické parametry.

V některých případech alkohol variabilitu i snížil:

- Plocha směrodatné odchylky,
- Směrodatná odchylka pohybů volantu,
- Tracking task – časový posun.

Domníváme se, že naměřená variabilita opakovaného pohybu nepředstavuje závažný problém pro úspěšné splnění pohybového úkonu (změny převodového stupně) či dokonce z hlediska schopnosti bezpečně ovládat vozidlo. Výsledky ovšem otvírají řadu nových otázek a odhalují, že toho o variabilitě jednoduchých operátorských pohybů víme zatím málo. Ukazuje se, že sice **jsme pomocí navržené metody schopni detekovat změny v motorice pravé ruky** způsobené vlivem dlouhodobého řízení či alkoholem, ale prozatím je obtížné tyto změny interpretovat. Domníváme se, že **hlavní cíl práce – navrhnout metodiku měření variability operátorských činnosti řidiče – lze považovat za splněný**.

Lze-li z omezeného počtu probandů usuzovat, zdá se, že intraindividuální variabilita pohybu ruky neměla v námi testované situaci jednoznačný trend. U některých probandů bylo naměřeno více parametrů, které vykazovaly statisticky významné rozdíly, u jiných bylo parametrů méně. Navíc **v některých případech byly zjištěné rozdíly v rozporu s předpokladem** (tj. došlo ke zmenšení variability vlivem dlouhodobého řízení či alkoholové intoxikace).

Přestože se nepodařilo jednoznačně prokázat vliv dvouhodinového řízení ani alkoholu (v koncentraci nižší než 1,0 g/kg) na míru variability pohybů ruky při řazení převodových stupňů, zjištěné poznatky ukazují na „bílá místa“ v našem porozumění variabilitě operátorských pohybů. Poznatky této práce mohou sloužit jako východisko pro další výzkum operátorských činností řidiče. Z tohoto pohledu **považujeme práci za přínosnou. Navržená metoda je při zohlednění zjištěných poznatků prakticky aplikovatelná**. Jako slibné se nám jeví zejména studování plochy směrodatné odchylky pohybu a dohledání koncového bodu pohybu.

10. Seznam literatury

1. Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M. Direct linear transformation form comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. Proceedings of the symposium on Close-range Photogrammetry, American Society of photogrammetry. 1971.
2. Allard, P., Stokes, I.A.F., Blanchi, J.P. *Three dimensional analysis of human motion*. Human Kinetics. Champaign, 1995, ISBN 0-87322-323-2.
3. An, K.N., Jakobsen, L.J., Chao, E.Y.S. Application of magnetic tracking device to kineziologic studies. *Journal of Biomechanics*, 21, 1988, 613-620.
4. Arnedt, J.T., Wilde G.J., Munt P.W., MacLean A.W. How do prolonged wakefulness and alcohol compare in the decrements they produce on a simulated driving task? *Accid Anal Prev*. 2001, 33(3), s. 337-44.
5. Atkeson, C.G., Hollerbach, J.M. Kinematic features of unrestrained vertical arm movement. *Journal of Neuroscience*, 5, 1985, s. 2318-2320.
6. Bartlett, R., Bussey, M., Flyger, N. Movement variability cannot be determined reliably from no-marker conditions. *J Neurosci*. 2007, 18;27(29), s. 7705-16.
7. Bernstein, N.A. *The coordination and regulation of movement*. Pergamon Press, Oxford, 1967.
8. Borghese, N.A., Ferigno, G. An algorithm for 3D automatic movement detection by means of standard TV cameras. *IEEE transaction on Biomedical Engineering BME*, 37, 1990, s. 1221-1225.
9. Brown, D.C. Close-Range Camera Calibration. *Photogrammetric Engineering*, Vol. 37, No. 8, 1971, s. 855-866.
10. Cantin, V., Bloumin, J., Simoneau, M., Teasdale, N. Driving in a simulator and lower limb movement variability in elderly persons: can we infer something about pedal errors. *Advances in Transportation Studies,* 2004, Special Issue.
11. Cerveti, P., Borghese, N.A., Pedotti, A. Complete calibration of stereo photogrammetric system through control points of unknown coordinates. *Journal of Biomechanics*, 31, 1998, s. 935-940.
12. Contreras-Vidal, J. L., Buch, E.R. Effects of Parkinson's disease on visuomotor adaptation. *Experimental Brain Research*.Volume 150, Number 1. 2003, s. 25-32.
13. Dapena, J., Everett,A.H., Miller, J.A. Three-dimensional cinemathography with control object of unknown shape. *Journal of Biomechanics*, 15, 1982, s. 11-19.
14. Dempster, W.T. Space requirements of the seated operator. *WADC Technical report TR-55-159*. 1955. http://www.ulb.ac.be/medecine/anatemb/biblio/dempster1955.pdf
15. Dobbelsteen J.J., Brenner E., Smeets J. Endpoints of arm movements to visual targets. *Exp Brain Res*. 138, 2001, s.279–287.
16. Doeblin, E.O. *Measurement systems: Application and design*. McGraw-Hill. 1975.

17. Doeringer J. A., Hogan N. Intermittency in Preplanned Elbow Movements Persists in the Absence of Visual Feedback. *Journal of Neurophysiology* Vol. 80 No. 4. 1998, s. 1787-1799.
18. Drew, G.C., Colquhoun, W.P., Long, H.A. Effects of small doses of alcohol on a skill resembling driving. *Medical Research Council Memo 38*, London: Her Majesty's Stationery Office, 1959.
19. Enoka, R.M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics, Champaign. 1988.
20. Ferigno, G. Elite system. The state of the art. In U. Boenick, *Gait analysis*, Mecke Druck und Verlag. 1990.
21. Fitts, P. M. The information capacity of the human motor system in controlling the amplitude of movement. *Journal of Experimental Psychology*, volume 47, number 6, June 1954, s. 381-391. (Přetištěno In *Journal of Experimental Psychology: General*, 121(3):262–269, 1992).
22. Franklin, D.W., Liaw, G., Milner, T.E., Osu, R., Burdet, E., Kawato, M.: Endpoint stiffness of the arm is directionally tuned to instability in the environment. *Motor Control*. 2008. 12(3) s. 252-266.
23. Grant, S.A., Miller, K., Kenny, G.N. Blood alcohol concentration and psychomotor effects. *Br J Anaesth*.; 85(3), 2000, s. 401-406.
24. Graveling, A.J., Warren, R.E., Frier, B.M. Hypoglycaemia and driving in people with insulin-treated diabetes: adherence to recommendations for avoidance. *Diabet Med.*;21(9) 2004, s.1014-1019.
25. Hanavan, E. P. A mathematical model of the human body. *AMRL-TR-64-102, AD-608-463*. Aerospace Medical Research Laboratories, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio. 1964.
26. Harrison, E. L.R., Marczinski C. A., Fillmoreb, M. T. Driver Training Conditions Affect Sensitivity to the Impairing Effects of Alcohol on a Simulated Driving Test. *Experimental and Clinical Psychopharmacology*, Volume 15, Issue 6, 2007, s. 588-598.
27. Harrison, E. L. R., Fillmore, M. T. Are bad drivers more impaired by alcohol?: Sober driving precision predicts impairment from alcohol in a simulated driving task. *Accident analysis and prevention*. Volume 37, Issue 5, 2005, s. 882-889. ISSN 0001-4575.
28. Hatze, H. High-precision three-dimensional photogrammetric calibration and object space reconstruction using a modified DLT-approach. *J. Biomechanics*, 21, 1988, s. 533-538.
29. Heath M., Neely K., Krigolson O. Response modes influence the accuracy of monocular and binocular reaching movements. *Motor Control*. 12(3), 2008, s. 252-66.
30. Heath M. Role of limb and target vision in the online control of memory-guided reaches. *Motor Control*. 9(3), 2005, s. 281-311.

31. Chen, J.C., Chen, Y.J., Chang, W.P., Christiani, D.C. Long driving time is associated with haematological markers of increased cardiovascular risk in taxi drivers. *Occup Environ Med.* 62(12), 2005, s. 890-4.
32. Cheyne, E.H., Sherwin, R.S., Lunt, M.J., Cavan, D.A., Thomas, P.W., Kerr, D. Influence of alcohol on cognitive performance during mild hypoglycaemia; implications for Type 1 diabetes. *Diabet Med*., 21(3), 2004, s. 230-7.
33. Churchland, M. M., Afshar, A., Shenoy, K.V. A central source of movement variability. *J Biomech*. 39(16) 2006, s. 3076-9.
34. Ideström, C., Cadenius, B. Time Relations of the Effects of Alcohol Compared to Placebo. *Psyehopharmacologia* (Berl.) 13, 1968, 189-200.
35. Jones, A.W., Neri, A. Age-related differences in the effects of ethanol on performance and behaviour in healthy men. *Alcohol Alcohol*. 29(2), 1994, s. 171-9.
36. Katoh, Z. Slowing effects of alcohol on voluntary eye movements. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*. 59, 1988, s. 606-610.
37. Kelso, J.A.S. Order parameters for the neural organization of single, multijoint limb movement patterns. *Exp Brain Res*, 85, 1991, s. 432-444.
38. Klein, R.H., Jex, H.R. Effects of alcohol on a Critical Tracking Task. *J Stud Alcohol*. 36(1), 1975, s. 11-20.
39. Kwon, Y.-H. *KWON3D Motion Analysis Package 2.1 User's Reference Manual*. Anyang, Korea: V-TEK Corporation. 1994.
40. Latash, M. *Control of Human Movement*. Human Kinetics, Champaign. 1993.
41. Latash, M., Gutman, S.R. Variability of fast single-joint movements and the equilibrium point hypothesis. In Newell, K., Corcos, D.M. *Variability of motor control*, Human Kinetics, Champaign. 1992.
42. Latash, M., Scholz, J.P., Schoner, G. Motor control Strategies Revealed in the Structure of Motor Variability. *Exercise and Sport Science Reviews*, 30, 2002, s. 26-31.
43. Lewis, J.L., Lew, W.D., Schmidt, J. Description and error evaluation of an in vitro knee joint testing system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 110, 1988, s. 238-248.
44. Light, W.O., Keiper, C.G. Effects of Moderate Blood-Alcohol Levels on Automobile Passing Behavior. *Rpt No ICRL-RR-69-4*. Washington: Department of Health, Education and Welfare, 1969.
45. Linnoila, M., Mattila, M. J. Interaction of alcohol and drugs on psychomotor skills as demonstrated by a driving simulator. *Br J Pharmacol*. 47(3), 1973, s. 671P–672P.
46. Linnoila, M., Erwin, C.W., Ramm, D., Cleveland, W.P. Effects of age and alcohol on psychomotor performance of men. *Journal of Studies on Alcohol*. 41(5), 1980, s. 488-495.
47. Loomis T.A,. West T.C. The influence of alcohol on automobile driving ability. *Q J Stud Alcohol*, 19, 1958, s.30-46.
48. Maršík, F. *Biotermodynamika*. Academia. Praha 1998. ISBN 80-200-0664-8.

49. Marzan, G.T. *Rational design for close-range photogrammetry*. Doctoral disertation. University of Illinois. 1975.

50. Ma-Wyatt, A. M., McKee, S. Visual information throughout a reach determines endpoint precision. *Experimental Brain Research*, 179 (1), 2007, s. 55-64.

51. Maylor, E. A., Rabbitt, P. M., James, G. H. and Kerr, S. A. Effects of alcohol and extended practice on divided-attention performance. *Perception and Psychophysics* 48, 1990, s. 445–452.

52. Milton, G.V., Randall, P.K., Erickson, C.K. Low-dose effect of ethanol on locomotor activity induced by activation of the mesolimbic system. *Alcohol Clin Exp Res*. 19(3), 1995, s. 768-76.

53. Mortimer, R.G. *Effect of alcohol on save driving skills*. Highway Safety Research Institute. University of Michigan, 1975. http://deepblue.lib.umich.edu/bitstream/2027.42/1156/2/31889.0001.001.pdf

54. Moskowitz, H., Burns, M. Effects of alcohol on driving performance. *Alcohol Health & Research World*, 14(1), 1990, s. 12-14.

55. Newell, K. M., Cordos, D.M. Issues in variability and motor control. IN K.M. Newell, D.M. Cordos (eds.), *Variability and Motor Control* (s.1-12), Champaign, IL: Human Kinetics, 1993.

56. Newell, K.M., Slifkin, A.B. The nature of movement variability. In J.P.Piek (ed.) *Motor Behavior and Human Skills*. (s. 143-160). Champaign, IL: Human Kinetics, 1998.

57. Nianfeng, Y., Ming, Z., Changhua, H., Dewen, J. Synergic analysis of upper limb target-reaching movements. *Journal of Biomechanics.* 35, 2002, s.739–746.

58. Ojakangas, C.L., Ebner, T.J. Scaling of metrics of visually guided arm movements during motor learning in primates. *Exp Brain Res*, 85, 1991, s. 314-323.

59. Pavelka, K. *Fotogrammetrie 10*, ČVUT, 2004.

60. Pavelka, K. *Fotogrammetrie 20*, ČVUT, 2006.

61. Philip, P., Sagaspe, P., Moore, n., Taillard, J., Charles, A., Guilleminault, C., Bioulac, B. Fatigue, sleep restriction and driving performance. *Accident Analysis & Prevention*. Volume 37, Issue 3, 2005, s. 473-478.

62. Piek, J.P. *Motor behaviour and human skills*. Human Kinetics, Champaing, 1998.

63. Plamondon, R., Alimi, A.M. Speed/accuracy trade-offs in target-directed movements. *Behavioral and Brain Sciences,* 20 (2), 1997, s. 279-349.

64. Poliner, J., Wilmington, R.P., Klute, G.K., Micocci, A. *Evaluation Of Lens Distortion Errors In Video Based Motion Analysis*. NASA Technical Paper 3266. 1993.

65. Pourcelot, P., Audigié, F., Degueurce, C., Geiger, D., Denoix, J. M. A method to synchronise cameras using the direct linear transformation technique. *Journal of Biomechanics,* 33, 2000, s. 1751-1754.

66. Prouza, O. *2D stíhací tracking task, zhodnocení za stabilních experimentálních podmínek*, Diplomová práce, UK FTVS. 2007.

67. Qualisys AB. *Qualisys Track Manager Manual, version 2.1*. www.qualisys.se. 2009

68. Quinn, T.P., Mote, C.D. A six degree of freedom acoustic transducer for rotation and translation measurements across the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 112, 1990, s. 371-378.

69. Rohrbaugh, J.W., Stapleton, J.M., Frowein, H.W., Adinoff, B., Varner, J.L., Lane, E.A., Eckardt, M.J., Linnoila, M. Acute effects of ethanol on motor performance and movement-related brain potentials. *Adv Alcohol Subst Abuse*.7(3-4), 1988, s. 53-7.

70. Rohrbaugh, J.W., Stapleton, J.M., Parasuraman, R., Frowein, H. W., Adinoff, B., Varner, J. L., Zubovic, E. A., Lane, E. A., Eckardt, M. J., Linnoila, M. Alcohol intoxication reduces visual sustained attention. *Psychophysiology,* 96, 1988, s. 442–446.

71. Schapio, R. Direct linear transformation for three-dimensional cynematography. *Research Quarterly*, 49, 1978, s. 197-205.

72. Schmidt, R.A., Sherwood, D.E., Walter, C.B. Rapid movements with revelsals in direction. *Exp Brain Res*, 69, 1988, s. 344-354.

73. Simmoneta, M., Clanet, M. Rascol,O. Bereitschaftpotential in a simple movement or in a motor sequence starting with the same simple movement. *Electroencefalog Clin Neurophysiol*, 81, 1991, s. 129-134.

74. Soechting, J.F., Lacquantini, F. Invariant characteristics of pointing movement in man. *Journal of Neuroscience*, 1, 1981, s. 710-720.

75. Sosnoff, J.J., Newell, K.M. The Generalization of Perceptual-Motor Intra-Individual Variability in Young and Old Adults. *The Journals of Gerontology Series B: Psychological Sciences and Social Sciences* , 61, 2006, s. P304-P310.

76. StatSoft, Inc. *STATISTICA Cz* [Softwarový systém na analýzu dat], verze 7.1. www.StatSoft.Cz, 2005.

77. Stergiou, N. *Innovative analyses of human movement*. Human Kinetics, Champaing. 2004.

78. Stivers, K.A., Ariel, G.B., Vorobiev, A., Penny, M.A., Gouskov, A., Yakunin, N. Photogrammetric Transformation With Panning., In *Sborník XIVth International Society of Biomechanics Congress*, Paris, France, 1993.

79. Suntay, W.J., Grood, E.S. Error analysis of a system for measurement three-dimensional joint motion. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 1983, s. 127-135.

80. Štefan, J., Hladík, J. *Soudní lékařství a zdravotnicko-právní otázky*. Karolinum. Praha, 1998.

81. Štefan, J., Hladík, J., Adámek, T. *Skripta: Soudní lékařství a zdravotnicko-právní otázky*. 2003. http://old.lf3.cuni.cz/studium/materialy/soudni_lekarstvi/index.html

82. Taniai Y., Nishii J. Optimality of the minimum endpoint variance model based on energy consumption. *International Congress Series*, Volume 1291, 2006, s. 101-104.

83. Ting, P.H., Hwang, J.R., Doong, J.L., Jeng, M.C. Driver fatigue and highway driving: A simulator study. *Physiology & Behavior*, Volume 94, Issue 3, 2008, s. 448-453.

84. Thies, S. B., Tresadern, P. A., Kenney, L. P., Smith, J., Howard, D., Goulermas, J. Y., Smith, C., Rigby, J. Movement variability in stroke patients and controls performing two upper limb functional tasks: a new assessment methodology. *J Neuroeng Rehabil*.; 6, 2009, s. 2.

85. Todorov, E., Michael I. J. Smoothness maximi- etc. This impressive ability to take into account a diverse set of complex arm movements. *J. Neurophysiol.* 80, 1998, s. 696–714.

86. Tsopanakis, C., Tsopanakis, A. Stress hormonal factors, fatigue, and antioxidant responses to prolonged speed driving. *Pharmacol Biochem Behav.* 60(3), 1998, s. 747-51.

87. Triggs, B., McLauchlan, P., Hartley, R., Fitzgibbon, A. Bundle Adjustment - A Modern Synthesis, In sborník: *Proceedings of the International Workshop on Vision Algorithms: Theory and Practice*, 1999, http://citeseer.ist.psu.edu/correct/337207.

88. Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J., Votava, J. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Grada. Praha, 2001.

89. Turvet, M.T. Coordination. *American psychologist*, 1990, s. 938-953.

90. Vakulin, A., Baulk, S.D., Catcheside, P.G., Anderson, R., van den Neucel, C.J., Banks, S., McEvoy, R.D. Effects of moderate sleep deprivation and low-dose alcohol on driving simulator performance and perception in young men. *SLEEP,* 30(10), 2007, s. 1327-1333.

91. Winter, D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Second edition. John Wiley & Sons, Inc., Toronto, 1990.

92. *WHITE PAPER: European transport policy for 2010: time to decide*. Commission of The European Communities. Brussels. 2001, http://ec.europa.eu/transport/white_paper/documents/doc/lb_com_2001_0370_en.pdf.

93. Wood, G.A. Marshall, R.N. The accuracy of the DLT extrapolation in three-dimensional film analysis. *Journal of Biomechanics*, 19, 1986, s. 781-785.

94. Yan, J. H., Thomas, J. R., Stelmach, G. E. Aging and rapid aiming arm movement control. *Experimental aging research,* vol. 24, no2, 1998, s. 155-168, ISSN 0361-073X.

95. Yeadon, M.R., King, M.A. A method for synchronizing digitized video data. *Journal of Biomechanics*, 32, 1999, s. 983-986.

96. Yuan, X., Ryd, L. Accuracy analysis for RSA: a computer simulation study on 3D markers reconstruction. *Journal of Biomechanics*, 33, 2000, s. 493-498.

97. Zhang, Z. Flexible Camera Calibration by Viewing a Plane from Unknown Orientations. *Computer Vision*, Vol. 1, 1999. s. 666-673.

98. Zhang, L., Baldwin, K., Munoz, B., Munro, C., Turano, K., Hassan, S., Lyketsos, K., Bandeen-Roche, K., West, S. K. Visual and Cognitive Predictors of Performance

on Brake Reaction Test: Salisbury Eye Evaluation Driving Study. *Ophthalmic Epidemiol*. 14(4), 2007, s. 216–222.

99. Zima, T. *Laboratorní diagnostika*. Galén. Karolinum. Praha, 2007.

11. Přílohy

I. Vzdálenost a rychlost těžiště ruky od řadící páky…… P-1
II. Poloha těžiště ruky při kontaktu s řadící pákou…….. P-13
III. Variabilita polohy těžiště ruky při kontaktu s řadící pákou…... P-16
IV. Rychlost reakce plynového pedálu na červené světlo semaforu.. P-22
V. Fourierova transformace pohybů volantu……. P-24
VI. Biochemické parametry…….. P-27