

転倒による頭部加速度の理論的分析

Theoretical analysis of acceleration in Brain at Fall

○ 中野正博(純真学園大) 松浦 弘幸(長寿研) 玉川 雅章(九工大)

行正 徹(産医大) 山中 真(純真学園大) 久保田 正美(JARI)

Masahiro NAKANO, Junshin Gakuen University
 Hiroyuki Matsuura, National Center for Geriatrics and Gerontology
 Masaaki TAMAGAWA, Kyushu Institute of Technology
 Toru YUKIMASA, University of Occupational and Environmental Health
 Makoto YAMANAKA, Junshin Gakuen University
 Masami KUBOTA, Japan Automobile Research Institute (JARI)

Abstract: Micro movement of the center in the brain and deformation of the skull is calculated precisely without approximation from the acceleration data of 7 experiments of backwards falling down. The experiment has been done in JARI, and acceleration data are taken on the head, chest, pelvis and also neck(force) using a dummy robot, which simulates a human body. As a result, the whole picture of the falling and hitting becomes clear. It is shown that (1) the postures of falling are classified into 2 types, i.e., nearly same time hitting or delayed hitting of the pelvis. (2) the accelerations of the head are classified into 2 parts, i.e., head's decelerating period and hitting on the floor. (3) The depth are from 2~3 mm, which indicates the deformation of the skull is around 2mm. On the other hand, the height range from 1cm to 7cm, depend on the falling posture. (4) From the FFT analysis, we found several peaks, the strong peaks are 600 and 1600Hz, which corresponds two acceleration peaks.

.Key Words: deformation of the skull, HIC, Micro movement of the brain center, dummy robot

1. はじめに

1-1 頭部外傷の統計

頭部外傷は、ごく軽微な外傷も含めると日本全体で年間30万件発生すると推定されている。厚生省(現厚生労働省)による平成23(2010)年度の人口動態統計によれば、1~24歳人口の死因の第1位は不慮の事故であり、年間約45,000人がこれにより命を失い、このうち約15,000人は交通外傷による。また、交通外傷の約60%は頭部外傷が致命傷となって死亡にいたるといわれている。死亡にいたらないまでも、この2~10倍の頻度で脳損傷により植物状態となったり、日常生活に支障をきたすと推測されており、頭部外傷は、重要な問題となっている。さらに、転倒転落事故においても、頭部打撲による死亡者は、7200人と多く、その多くは、70歳以上の高齢者である。入院中の患者が、夜中にトイレに行く時に転倒したり、薬の影響で、朦朧とした患者が、転倒する例が多い。自宅であっても65歳以上の老人が一年間で、1回以上転倒する確率は、20%であり、その転倒により、60%は骨折をされると言われている[1]。転倒転落による死亡は、65歳以下では、10万人当たり1人以下であるが、65歳から79歳では、3.3人、80歳以上では、2.8人となっている。高齢者の転倒転落事故は、頭部外傷に直結し、生活レベルを急激に低下させる要因として、大きな問題のひとつである。

頭部外傷は、基本的には、その衝撃力や加速度により決定づけられる。ただし、その詳細な分類と分析は、人間による実験ができないだけに、かなり不明確である。従って、本論では、人間に類似のロボットを用いた実験を行い、その結果を分析する。人間が、床の上に立位の状態から、自然に後方に転倒して後頭部を打つという事故は、通常では起こりえない。人間ならば、頭を打たないように、必ず、

尻餅をつくか、手をつくか、体を曲げるかする。このどの動作をするかで、頭への衝撃には、違いがあるが、意識がない時など、何も防御姿勢を取れなかった最悪の状態での衝撃は、ロボットの自然後方転倒に近いと考えられる。人体模擬ロボットの中には、頭部、胸、腰、首に加速度センサーが設置されており、色々な高さ、姿勢での転倒時の衝撃を身体の各部分で測定出来る。これを、基礎データとして、頭部衝撃の大きさと脳の外傷の程度を関連づけることが出来る。この関連を、理論的に推測しようとしても、難しい。現在の所、頭蓋骨と脳を持つ複雑な弾塑性物体の衝突問題を正確に解くのは、かなり困難である。力学系とみても、非線形性が強く、ひずみ速度依存性や温度・圧力依存性を持った構成則、破壊則は、明確ではない。LS-Dynaのようなシミュレーションソフトを用いても、次元が大きいし、系が複雑だし、簡単には正確な解が得られないだろう。そこで、本論では、現象論的な分析を行う。加速度データから、できるだけ正確に、起こっている現象を読み解くことを行うことを目的とする。

1-2 頭部損傷基準値(HIC)とその問題点

頭部損傷基準値HICは、車やバイクなどの交通事故、転倒転落事故、運動による頭部損傷などの事故による頭部への衝撃の程度を表現するのに一般的に使われている。また、HICは色々な事故に対するプロテクタや、スポーツ用品の安全性を評価するのに使われている。実際には、加速度は、衝突の瞬間に大きく変化するので、時間幅の大きい平均値は、本質的には、意味をなさない。そこでNational Highway Traffic Safety Administration(NHTSA)は、1971年にVersace補正をより厳密に定義した頭部損傷基準値(Head Injury Criterion :HIC)を導入した[13]。HICは、

加速度 (a) の時間的变化 $a(t)$ を用いて以下の式で定義される。

$$HIC = \left\{ \left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \cdot \int a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right\}_{\max} \quad (1)$$

ここで、積分の両端時間 t_1 , t_2 は、HIC が最大になるように選ばなければならない。しかも、通常、積分時間間隔 $t_2 - t_1$ は、15ms (もしくは36ms) の範囲を越えないように探す。(1)式を言葉で表現すると、HIC は「加速度ピークの平均加速度冪の衝撃時間積」と言える。HIC の値と衝撃によるダメージの関係が議論されている [14]。しかし、HIC は、頭部衝撃を表す1個の代表値であって、頭部損傷の程度を詳細に表現するものではない。本論では、人体模擬ロボットの中の加速度センサーの測定値を理論的に分析し、加速度データから、脳内で何が起きているかの問題に、もう少し、詳細な描像を与える事ができることを示す。

2. 実験の条件

2-1 ダミーロボットを用いた転倒実験のデータ

転倒実験は、Japan Automobile Research Institute (JARI) で行われ、ダミーロボットに固定されているセンサーで、頭部、胸部、腰の加速度と、首のモーメントと力の測定を行った。加速度センサーは、時間間隔1万分の1秒で読み出し可能な Piezoresistive accelerometer Model 7264B, Endevco 製である。X, Y, Z の3軸の加速度を測定するために、3の加速度センサーが、頭部、胸、腰の内部の金属の支持台の上に、固くビス止めしてある。X, Y, Z 軸は、人体に固定されており、時間と共に体が傾くと絶対方向を変える。この3軸の採り方は、頭部、胸、腰、首で、共通である。実験は、色々な条件を変えて、T1からT22まで22通りあるが、そのうちの180度方向(真後ろ)への転倒実験(T1, T4, T10, T14, T15, T16, T18)の7つの転倒実験についての実験データを取り上げる。転倒T16では1.345sから、1.381sまでの36msの間、人体各部は激しい衝撃を受ける。

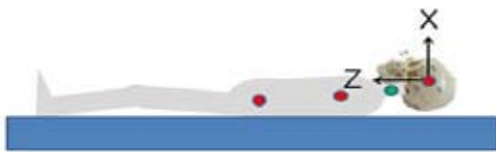


Fig.1 Sensor point and direction of coordinates

2-2 転倒のパターン

転倒の加速度のデータは、複雑であり、共通点が見いだしにくい。しかし、この複雑なデータから、胸、頭、腰、首の加速度の時間分布をみると、転倒パターンが見いだせることがわかる。加速度のデータから各部のピークの立ち上がりの時間と最大値の時間を読み取り、図にすると、後方転倒には、HICの大きな違いにもかかわらず、2パターンに分けられることがわかる。1つは、胸、腰を打ち、その後、頭部を打つケース(T1, T4, T14, T15)と、もうひとつは胸、頭部を打った後に、最後に腰を打つケース(T10, T15, T16)である。腰と頭部の打撃時間にふたつのケースで、大きな差が認められる。これは、最初の姿勢の違いで起こる。腰と胸がほぼ直線だと、ほとんど同時に打つことになるが、胸をそらして胸から落

ちると頭部打撲の後に腰打撲になる。従って、後方転倒では、胸は必ず強打するが、腰は、姿勢により打撲しにくいケース(T10, T15, T16)がある。

よくみると、すべてに共通の点がある。それは、首と頭の立ち上がり時間が、同じであること、その時間は、ちょうど胸の加速度が最大となる時間と一致している。これは、胸の打撃のピーク時に、胸の運動が止められ、首と頭が同時に下方へ動き、首の剛性による減速運動を始めるためと考えられる。ここまでは、ヘルメットの有無に関わらず、同じである。しかしT4やT14のヘルメット着用では、頭を打つまでの時間は大きくことなり、胸のピーク時間から、28ms以上と大きく延びる。

2-3 頭部加速度の物理的分割点

自然後方転倒実験(T16)の胸と頭部の加速度を詳しく見ると、頭部の加速度は、胸のピーク時に始まり、一端落ちて、それから、鋭いピークがある。この構造は、ヘルメット着用をしていないなどの実験でも、共通である。このふたつをはっきりと分離すると、すべてが合理的に理解できる。t1からt2までは、胸が着いた瞬間から頭部は空中を減速しながら落下し、床に着地し、この瞬間に激しい上向きの加速度を受ける。この時、頭蓋骨は変形し撃力を生む。そして、頭蓋骨変形が元に戻る時に加速度は0になる。この考察から、頭部運動についての物理的条件を推測できる。それは、t2とt3では、頭の重心の位置は0である。後の章で、この条件を使って、t1からt3までの頭部の運動を再現し、任意の時間の早さと、位置を決める。

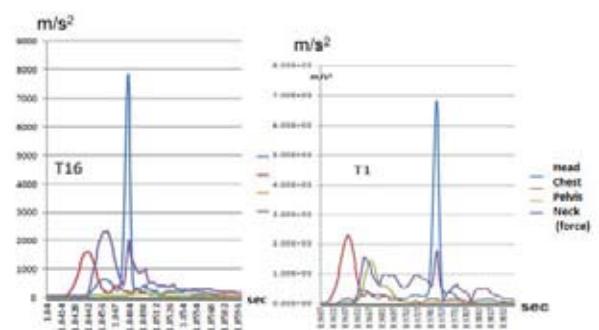


Fig.2 Accelerations of head, chest, pelvis and force of neck

2-4 頭部打撲の共通点

時間で2分割して、頭部加速度のピークのみを取り出してみると、ヘルメットなしのケース(T1, T10, T15, T16, T18)の形が、ほぼそろっていることがわかる。一方ヘルメット着用のケース(T4, T14)の形は、ガウス形からも、かなり異なっていて、加速度は小さく時間幅が延びている。

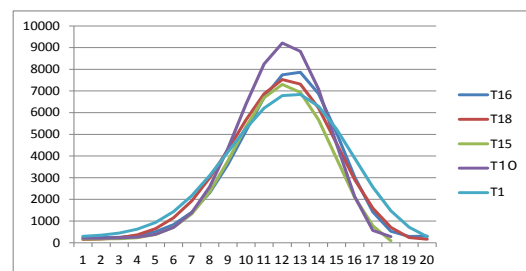


Fig.3 Peaks of acceleration of T1, T10, T15, T16, and T18

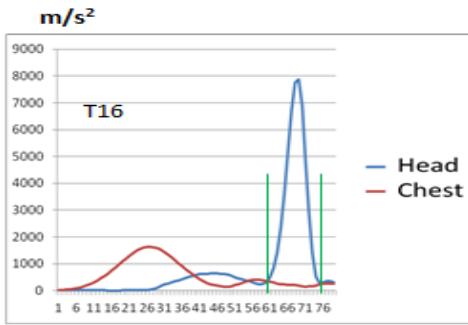


Fig.4 Acceleration curves of head and chest of T16

従って、この2つのケースは、転倒の速度や、位置に大きな違いがあるだろう。そこで、この加速度の情報を元に、転倒の全体像を定量的に明らかにする。実験T16を例に取り上げる。t₂から、t₃までの鋭いピークは、明らかに、頭部が床に着いている時間である。一方、t₁からt₂までは、頭は空中に浮いていて、頭部の速度は、図2のように、首の剛性が働いて、減速している。t₂とt₃では、頭の着地点Pの位置は0であるという物理条件により、この時の高さhの運動をユニークに解くことが出来る。

頭の着地点Pの位置を、加速度から、逆解きしたものが図5である。P点は、衝突の間0であり、負にはなり得ない。しかし、センサー位置(c点)は、さらにxの負の方向に沈み、その時間変化は、図5のように急変化のものとなる。頭部の弾性が、本物に近いならば、この解から、T16のケースでは、頭は、高さ1.02cmで、減速運動を始めること、さらに、衝突によって、頭蓋がゆがみ、センサー位置が約2mmほど、沈むことが分かる。この頭蓋がゆがみが、頭を上方へ反発させる強い弾性力となる。明らかに、この弾性力は、ひずみの1次に比例している通常のバネとは違い、ひずみの高次に比例している。この点については、のちほど述べる。

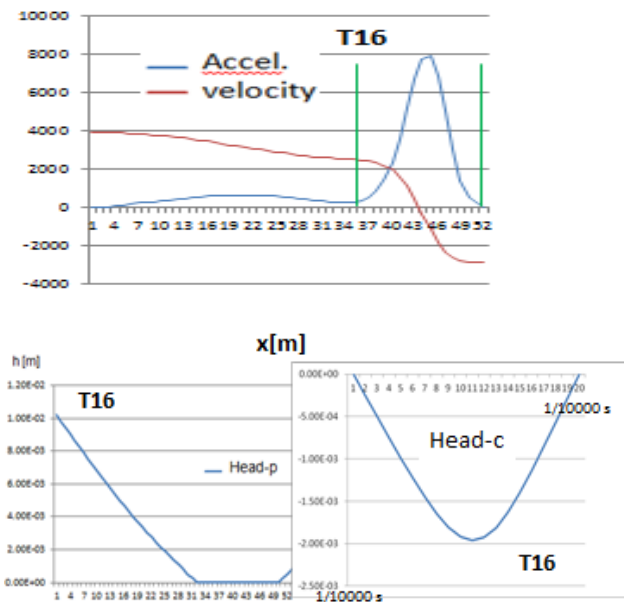


Fig.5 Velocity, height h, center position of T16

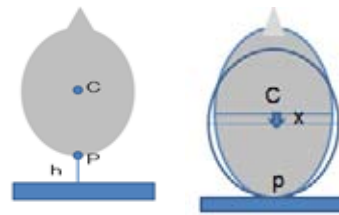


Fig.6 Height h and sensor point C, and deformation x

この減速初めの高さhとその時の速さ、および沈みの最大値を、実験毎に表1に示す。

ここで、T15のhが大きいのは、姿勢の違いで、腰と胸が下がっていて、頭の浮きがおおきくなっているためである。

Table 1 Initial velocity, height, maximum deformation, and HIC for 7 experiments

Exp No.	v ₀ [m/s]	h [mm]	x _{max} [mm]	HIC	Helmet
T1	5.308	45.1	3.07	6070	No*
T10	4.791	20.8	2.32	9282	No
T16	3.899	20.3	1.96	6771	No
T18	2.528	10.3	3.46	6461	No
T15	6.234	74.8	1.43	5475	No
T14	4.258	26.3	6.19	466	Helmet
T4	6.981	29.1	7.43	1009	Helmet

2-5 Helmet を付けた頭部衝撃

Helmet を付けた場合は、加速度そのものが小さくなり、衝撃は弱くなる。この加速度の時間変化を、以前と同様に、2つに分けるが、前をヘルメットの打撃による弱い減速部分とヘルメットへの打ち付けによる強い減速部分に分けて考える。すると、面白いことに、hは、20mm前後、他と変わらないが、最大沈みは、6~7mmと他より長く、ゆっくり減速されているのが特徴である。図7のように加速度の波形の汚い加速度であっても、センサー位置の沈みは、他の実験と相似形をしている。

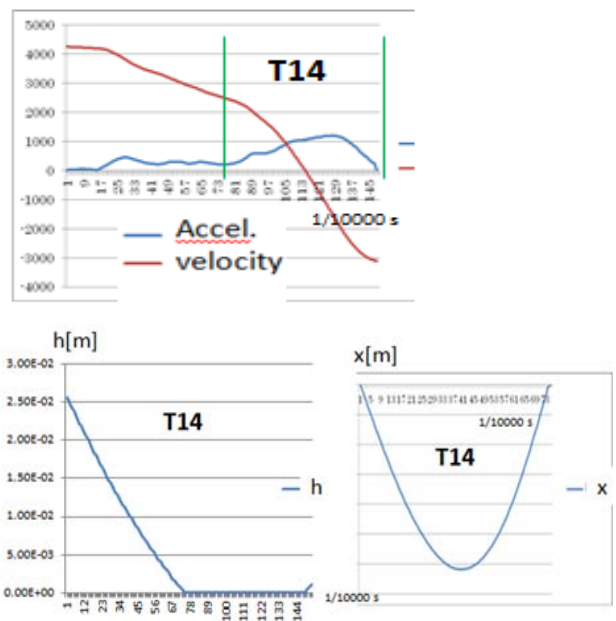


Fig.7 Velocity, height h, center position of T14 with helmet

3. 結論

日本自動車研究所(JARI)で行った実験の中から後方への転倒実験7セットの加速度のデータから、ロボットの転倒姿勢と頭部の動き、および頭蓋の変形を再現した。脳の微視的な移動および頭脳の変形は、ダミーのロボットの内部の加速のデータに基づいて計算した。

結論として、(1)、これらの転倒パターンは、実験中の異なる姿勢にもかかわらず2つのパターンに分類された。

(2) 頭部の加速度は2つの部分に分割することができる。一つは、首の硬直による頭の減速と頭への強い衝撃による鋭いピークである。

(3) 床からの衝突時間1.8ミリ秒のピークの時間間隔中に、頭は、強い変形を受けます。それは1ミリ秒の時間間隔中に約24kNの強い撃力が働くとして評価される。

(4) センサー位置の沈む深さは、ヘルメットのない実験では約2~3mmと評価される。この結果は、脳に非常に大きなマイクロ移動を起こし、脳内の出血を引き起こす。

(5) ヘルメットありの実験では、センサー位置の沈む深さは、ヘルメットなしの約3倍大きい。これは、ヘルメットの内部の発泡スチロールが大きく変形し、強い衝撃を吸収したためである。

謝辞

この研究は、独立行政法人・新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)によって部分的に援助されている。本実験は、日本自動車研究所(JARI)の協力のもとに行われたもので、JARIのスタッフに感謝する。

参考文献

- (1) M. Nakano, H. Matsuura, M. Tamagawa, T. Yukimasa, S. Yamanaka, Theoretical studies on The Head Injury Criteria (HIC). *Journal of BMFSA*, Vol.12, No.2, pp.57-63, 2010.
- (2) M. Nakano, H. Matsuura, M. Tamagawa, T. Yukimasa, S. Yamanaka, Pattern Recognition Based on Collision Impact Index - CII, *ICIC Express Letters* vol.6, No.6, 1635-1640, 2012.
- (3) H. Matsuura, M. Tamagawa, T. Nemoto, Y. Ito, R. Kubota, T. Nishii, M. Nakano, M. Kubota, Mechanical Injury of Human Bodies. *ICIC Express Letters* v vol.6, No.6, 1629-1634, 2012.
- (4) T. Yukimasa. The calculation about an injury by fall using rigid body model. *ICIC Express Letters* vol.6, No.6, 1573-1580, 2012.
- (5) M. Yamanaka, M. Nakano, H. Matsuura, M. Tamagawa, T. Yukimasa, Risk Assessment of Head Injuries due to slip-induced Falls backwards. *ICIC Express Letters* vol.6, No.6, 1569-1574, 2012.
- (6) M. Tamagawa, H. Matsuura, M. Nakano, T. Yukimasa, M. Yamanaka, M. KUBOTA, Fundamental Studies of Collision and Fall induced Human Injury. *Journal of BMFSA*, .
- (7) M. Nakano, H. Matsuura, M. Tamagawa, T. Yukimasa, S. Yamanaka, M. Kubota, Pattern Recognition of Impact based on Collision Impact Index (CII), *Journal of BMFSA*, Vol.13, No.2, pp.121-128, 2011.
- (8) H. Matsuura, Y. Ito, T. Nemoto, T. Nishii, R. Kubota, M. Nakano, M. Tamagawa, Basic Studies of Injury BioMechanics, *Journal of BMFSA*, Vol.13, No.2, pp.53-82, 2011.
- (9) K. Makino, K. Tomonaga, H. Hirano, M. Nakano, T. Kin, H. Matsuura, K. Koide and N. Noda, Design of RT-PCR primers method considered by gene family, *Int. J. Inovative Computing, Information and Control*, Vol.4, pp.269-274, 2008.
- (10) T. Suzuki, "Fall and Fracture", *medicina* 40, pp.1690-1694, 2003.
- (11) M. Kawao, *Technical note of National Institute for Land and Infrastructure Management* No. 369 2007.
- (12) K. Mizuno, J. Kajzer. Head Injuries in Vehiclepedestrian impact, *Proc. Of the SAE 2000 World Congress*, paper 2000-01-0157, Detroit, Michigan, 2000
- (13) J-Y Foret-Bruno, G Faverjon, J-Y Le Coz. Injury Pattern of Pedestrians Hit by Cars of Recent Design, *Proc. of the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV)*, paper 98-S10-0-02, Windsor, Ontario, Canada, pp 2122-2130, 1998.
- (14) CW. Gadd, Use of Weighted-impulse Criterion for Estimating Injury Hazard :*Proceedings of the Tenth Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers, Inc.*, New York, 1966.
- (15) J. A Versace, Review of the Severity Index, *Proceeding of the 15th Stapp Car Crash Conference. Society of Automotive Engineers, Inc.* New York, 1968.