

Sistem Fotoakustik Sederhana Berbasis Laser Dioda dan Mikrofon Condenser untuk Pengukuran Konsentrasi Darah

(masuk/received 18 Mei 2017, diterima/accepted 19 Juli 2017)

Simple Photoacoustic System Based on Diode Laser and Condenser Microphone for Blood Concentration Measurement

Eddy Kurniawan¹, Rini Widyaningrum², Mitrayana¹

¹Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Gadjah Mada

²Departemen Radiologi Dentomaksilofasial, Fakultas Kedokteran Gigi, Universitas Gadjah Mada

¹Sekip Utara BLS 21, Yogyakarta

²Jl. Denta, Sekip Utara, Yogyakarta

eddy.k@mail.ugm.ac.id

Abstrak – Telah dilakukan pembuatan dan pengujian sistem fotoakustik berbasis laser dioda dan mikrofon condenser untuk pengukuran konsentrasi darah. Karakterisasi terhadap mikrofon Arduino Uno R3, dan laser dilakukan sehingga diperoleh pengaturan sistem yang sesuai. Sampel berupa darah dengan konsentrasi 10%, 30%, 50%, 70%, dan 90% di dalam medium phosphate buffered saline (PBS) diuji masing-masing sebanyak 5 kali menggunakan sistem yang telah dibuat sehingga diperoleh persamaan kalibrasi taraf intensitas sinyal fotoakustik terhadap konsentrasi darah. Terakhir, sistem diuji untuk mengukur sampel dengan konsentrasi darah 0%, 20%, 40%, 60%, 80%, dan 100%. Diperoleh hasil bahwa pengaturan sistem yang sesuai untuk digunakan dalam penelitian ini adalah: (1) frekuensi modulasi laser senilai (18.420 ± 80) Hz dan (2) duty cycle senilai $(50,0 \pm 0,8)\%$. Nilai gradien b dan R^2 yang diperoleh berdasarkan hasil pengujian mendekati 1, yaitu $0,8 \pm 0,2$ dan 0,85. Hasil tersebut membuktikan bahwa sistem cukup akurat dan linear dalam mengukur konsentrasi darah.

Kata kunci: fotoakustik, laser dioda, mikrofon condenser, konsentrasi darah

Abstract – Photoacoustic system based on diode laser and condenser microphone had been created and examined for blood concentration measurement. Characterization of microphone Arduino Uno R3 and laser were done to get the most appropriate setting for the system. Samples of this study were blood in phosphate buffered saline (PBS) medium with various concentration. The photoacoustic system was used to examine sample of 10%, 30%, 50%, 70%, and 90% blood concentration, 5 times for each sample, so that the calibration equation of the acoustic intensity level vs blood concentration was obtained. Finally, the system was examined for measuring sample of 0%, 20%, 40%, 60%, 80%, and 100% blood concentration. Results of this study show that the appropriate setting of the photoacoustic system for blood concentration measurement are: (1) the laser modulation frequency is $(18,420 \pm 80)$ Hz and the duty cycle is $(50,0 \pm 0,8)\%$. The tangent value b and R^2 obtained from the examination are close to 1, they are 0.8 ± 0.2 and 0.85 respectively. This results proved that the system is accurate and linear enough for blood concentration measurement.

Key words: photoacoustic, diode laser, condenser microphone, blood concentration

I. PENDAHULUAN

Kanker mulut merupakan salah satu permasalahan kesehatan yang cukup serius, terutama di Negara-negara berkembang [1]. Diperkirakan terdapat sekitar 300.000 kasus kanker mulut di dunia tiap tahunnya. Sebanyak 65% dari kasus tersebut terjadi di Negara-negara berkembang, seperti India, Pakistan, dan Sri Lanka [2]–[4].

Teknik pencitraan yang sering digunakan untuk mendiagnosa kanker mulut saat ini adalah *magnetic resonance imaging* (MRI), *computed tomography* (CT), dan *positron emission tomography* (PET). Namun, ketiga teknologi pencitraan tersebut membutuhkan biaya yang sangat mahal untuk dapat diimplementasikan [5], [6]. Hal tersebut berdampak pada mahalnya biaya diagnosa sehingga pemeriksaan dini terhadap kanker mulut tetap sulit dilakukan, terutama bagi masyarakat dengan kondisi

ekonomi menengah ke bawah.

Dibutuhkan metode pencitraan yang lebih murah namun tetap handal dalam mengidentifikasi keberadaan kanker mulut secara dini. Pencitraan subpermukaan menggunakan sistem fotoakustik berbasis laser dioda menjadi salah satu alternatif yang berpotensi untuk memenuhi kebutuhan tersebut. Teknologi laser dioda lebih sederhana dibandingkan dengan sistem pencitraan yang saat ini banyak dipergunakan oleh para klinisi. Di samping itu, laser dioda memiliki harga yang lebih murah namun dapat menghasilkan sinyal fotoakustik frekuensi tinggi yang berperan penting dalam pencitraan fotoakustik.

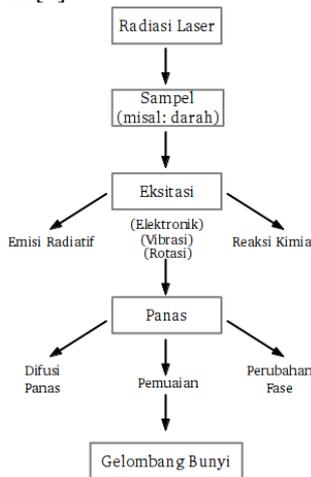
Dalam rangka merealisasikan sistem pencitraan fotoakustik berbasis laser dioda untuk keperluan diagnosa kanker mulut, maka perlu diteliti kemampuan sistem tersebut di dalam membedakan jaringan yang terkena kanker dengan jaringan sehat. Salah satu parameter

pembeda antara jaringan kanker dan jaringan sehat adalah konsentrasi darahnya. Ketika jaringan kanker mulai tumbuh, terjadi proses pembentukan pembuluh darah yang masif milik jaringan kanker itu sendiri untuk memenuhi kebutuhan nutrisinya, sehingga konsentrasi darah di jaringan kanker lebih tinggi dibandingkan jaringan sehat [7]. Oleh karena itu, pada penelitian ini dilakukan pembuatan dan pengujian sistem fotoakustik berbasis laser dioda dan mikrofon *condenser* untuk mengukur konsentrasi darah.

II. LANDASAN TEORI

A. Pembangkitan Efek Fotoakustik

Efek fotoakustik merupakan fenomena munculnya suara setelah radiasi nonstasioner (termulasi atau pulsa) dipaparkan kepada suatu material [8]. Gambar 1 menjelaskan tahap demi tahap proses pembangkitan sinyal fotoakustik [9].



Gambar 1. Skema proses pembangkitan sinyal fotoakustik

Umumnya, laser digunakan sebagai sumber radiasi optik yang dikenakan pada sampel yang hendak dibangkitkan sinyal fotoakustiknya. Ketika foton dari sumber radiasi diserap oleh sampel, maka aras tenaga vibrasi, rotasi, maupun elektronik dari atom maupun molekul sampel akan tereksitasi. Keadaan tersebut tidak berlangsung lama. Atom dan molekul tersebut akan segera melepaskan energi (deeksitasi) melalui proses radiatif, seperti emisi spontan dan/atau melalui proses nonradiatif, seperti getaran [9].

Deeksitasi nonradiatif yang terjadi setelah sampel menyerap foton merupakan hal utama yang dimanfaatkan dalam proses pembangkitan sinyal fotoakustik. Pada fenomena tersebut, energi dilepaskan bukan dalam bentuk radiasi foton melainkan bertambahnya tenaga kinetik molekul, ion, maupun atom. Bertambahnya tenaga kinetik tersebut memunculkan pemanasan lokal di sekitar atom, molekul, maupun sampel yang menyerap foton. Akibatnya, terjadi ekspansi termal sehingga menimbulkan tekanan yang dinyatakan sebagai [10]

$$p_0 = \frac{\beta c^2}{c_p} \mu_a F = \Gamma A \tag{1}$$

dengan β adalah koefisien ekspansi volume isobarik (dalam K^{-1}), c adalah kelajuan suara (dalam m/s), c_p

adalah kalor jenis (dalam $J/(K \text{ kg})$), μ_a adalah koefisien serapan optik (dalam cm^{-1}), F adalah fluence (energi yang tertransfer per satuan luas, dalam J/cm^2). Γ disebut koefisien Grüneisen yang dinyatakan sebagai $\Gamma = \beta c^2 / c_p$ dan A adalah rapat energi lokal yang terdeposisi dalam J/cm^3 .

Apabila laser berbentuk pulsa atau termulasi, tekanan akibat ekspansi termal akan bersifat fluktuatif sehingga membangkitkan gelombang tekanan atau gelombang panas yang kemudian dapat dideteksi secara langsung maupun dirambatkan sebagai gelombang akustik dalam suatu medium terlebih dahulu [11]. Persamaan tekanan yang dibangkitkan akibat sumber radiasi yang termulasi tersebut adalah [8]

$$p(\omega) = \frac{(\gamma-1)\alpha l W}{i\omega V} \tag{2}$$

dengan α koefisien serapan optik, l panjang lintasan optik, W daya radiasi yang datang, i satuan imajiner, ω frekuensi sudut dari modulasi radiasi, V volume sel fotoakustik (sistem sel tertutup), dan γ koefisien adiabatik dari gas pengisi sel fotoakustik.

B. Modulasi Intensitas Laser Menggunakan Arduino

Saat ini telah banyak beredar laser dioda yang telah dilengkapi modul *transistor-transistor-logic* (TTL) untuk keperluan memodulasi intensitas laser. *Transistor-Transistor-Logic* adalah rangkaian gerbang logika yang menggunakan *bipolar junction transistor* (BJT) sebagai gerbang logika sekaligus penguat. Dengan menggunakan rangkaian *Low-power Schottky TTL* (LS-TTL) gerbang NAND, nilai tegangan 0,0 V - 0,8 V dianggap sebagai logika LOW (0) sedangkan 2,0 V - 5,0 V dianggap sebagai logika HIGH (1) [12]. Dengan memberikan tegangan periodik pada input modul TTL, misal gelombang kotak (0 V LOW, 5 V HIGH) pada TTL gerbang NOR, maka sebuah laser dioda dapat dibuat menyala dan mati secara periodik atau dengan kata lain intensitas laser dioda menjadi termulasi.

Gelombang kotak yang diperlukan untuk memodulasi intensitas laser dioda salah satunya dapat diperoleh menggunakan Arduino. Arduino adalah komputer kecil yang dapat diprogram untuk mengolah tegangan masukkan dan/atau keluaran antara Arduino dengan perangkat lain yang terhubung dengannya. Arduino dipilih sebagai modulator laser dalam sistem fotoakustik ini karena sistem yang ingin diciptakan adalah sistem yang sederhana dan efisien [13]. Perbandingan lama waktu sinyal HIGH terhadap periode gelombang kotak yang dihasilkan oleh arduino disebut *duty cycle*. *Duty cycle* sebanding dengan intensitas laser.

III. METODE PENELITIAN/EKSPERIMEN

A. Alat dan Bahan

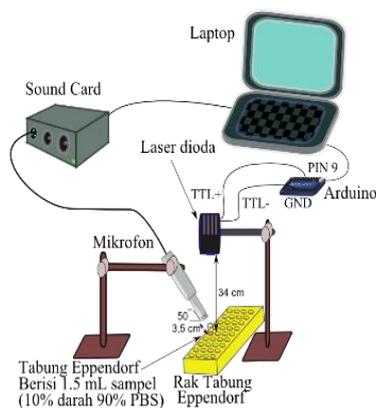
Penelitian ini mendapatkan keterangan laik etik dari komite etik penelitian medis dan kesehatan Fakultas Kedokteran Universitas Gadjah Mada-RSU Dr. Sardjito (Ref: KE/FK/036/EC/2016).

Tabel 1. Komposisi darah dan PBS pada pembuatan sampel darah berbagai konsentrasi.

No. Tabung	Konsentrasi Hb (%)	Darah (μ l)	PBS (μ l)
1	0	0	1000
2	10	100	900
3	20	200	800
4	30	300	700
5	40	400	600
6	50	500	500
7	60	600	400
8	70	700	300
9	80	800	200
10	90	900	100
11	100	1000	0

Sampel yang diuji berupa darah dalam medium *phosphate buffered saline* (PBS) dengan volume total darah + PBS 1 ml. Sampel dibuat dengan mencampurkan darah dengan PBS dalam tabung eppendorf dan diaduk menggunakan *vortex mixer* untuk menghasilkan sampel darah dengan konsentrasi tertentu sesuai dengan Tabel 1. Pengukuran volume darah dan PBS menggunakan mikropipet.

Rangkaian sistem fotoakustik dan penempatan sampel pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 2. Sumber radiasi yang digunakan berupa laser dioda 450 nm 300 mW sedangkan modulator laser berupa Arduino Uno R3. Laser dioda dimodulasi oleh Arduino sehingga radiasi menjadi nonstasioner. Radiasi tersebut kemudian dipaparkan pada sampel sehingga muncul sinyal fotoakustik. Sinyal fotoakustik kemudian dideteksi menggunakan detektor akustik berupa mikrofon *condenser* ECM8000 (Behringer, Germany).

**Gambar 2.** Skema rangkaian sistem fotoakustik untuk pengujian konsentrasi darah.

Mikrofon berfungsi untuk mengukur taraf intensitas bunyi terhadap waktu (sinyal akustik) di sekitar permukaan sampel. Sinyal akustik kemudian dikuatkan menggunakan *sound card* UMC202 (Behringer, Germany) dan kemudian diolah di laptop.

B. Pengukuran Suara Latar dan Percobaan Duty Cycle Kecil

Pengukuran suara latar dilakukan pada 2 kondisi, yaitu kondisi tanpa sampel laser tidak aktif dan kondisi tanpa

sampel laser aktif. Spektrum suara yang dihasilkan dari kedua kondisi dianalisa sehingga diperoleh informasi mengenai karakteristik suara latar yang selanjutnya diasumsikan sebagai derau (*noise*). Berdasarkan informasi tersebut kemudian ditentukan frekuensi modulasi laser yang sesuai untuk digunakan dalam penelitian ini.

Uji fotoakustik pada sampel dilakukan dalam kondisi *duty cycle* yang kecil. Frekuensi modulasi laser diatur berdasarkan hasil pengukuran suara latar. Besaran fisis yang diukur adalah taraf intensitas sinyal akustik ($\bar{I} \pm \Delta \bar{I}$) yang dihasilkan sampel akibat paparan sinar laser termodulasi. Sampel yang digunakan pada pengambilan data awal adalah sampel dengan konsentrasi darah (C) 10%, 30%, 50%, 70%, dan 90%. Pengambilan data dilakukan masing-masing 5 kali untuk setiap sampel. Dengan demikian, diperoleh hubungan taraf intensitas sinyal fotoakustik terhadap konsentrasi darah pada *duty cycle* kecil sehingga dapat ditentukan pengaturan *duty cycle* ($D_i \pm \Delta D_i$) yang sesuai untuk digunakan dalam penelitian ini.

C. Karakterisasi Sistem Fotoakustik

Pengukuran taraf intensitas sinyal fotoakustik dari sampel dengan konsentrasi darah 10%, 30%, 50%, 70%, dan 90% dilakukan kembali dengan pengaturan frekuensi modulasi dan *duty cycle* yang telah ditentukan berdasarkan hasil dari percobaan sebelumnya. Digunakan dua *software* dalam pengolahan hasil ukur, yaitu Audacity dan MatLab, guna proses verifikasi dan pendalaman analisa. Skema rangkaian sistem fotoakustik ditunjukkan pada Gambar 2.

Berdasarkan percobaan ini dapat diperoleh persamaan kalibrasi taraf intensitas sinyal fotoakustik terhadap konsentrasi darah. Persamaan tersebut dapat digunakan untuk mengukur konsentrasi darah dari suatu sampel berdasarkan nilai taraf intensitas sinyal fotoakustik yang dihasilkannya. Selain itu, dari persamaan tersebut juga dapat diketahui sensitivitas dan linearitas sistem fotoakustik dari nilai gradien (*b*) dan koefisien determinasinya (R^2).

D. Pengujian Sistem Fotoakustik

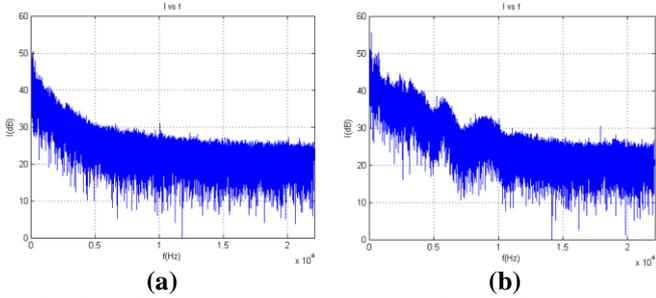
Pengujian sistem fotoakustik dilakukan dengan cara mengukur konsentrasi darah dari sampel berdasarkan taraf intensitas sinyal fotoakustik yang dihasilkannya melalui persamaan kalibrasi yang telah diperoleh sebelumnya. Sampel yang digunakan adalah sampel dengan konsentrasi darah 0%, 20%, 40%, 60%, 80%, dan 100%. Data konsentrasi darah terukur dengan konsentrasi darah yang telah diketahui kemudian diplot dan dilakukan *fitting* dengan garis linear.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Pengukuran Suara Latar dan Percobaan Duty Cycle Kecil

Berdasarkan Gambar 3a dan Gambar 3b, tampak perbedaan pada spektrum suara latar saat laser tidak aktif dan saat laser aktif. Hal ini karena saat laser aktif, kipas

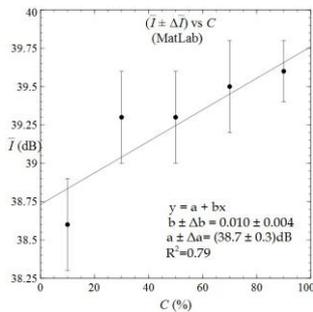
pendingin laser ikut aktif dan suara kipas tersebut ikut terekam oleh mikrofon. Suara kipas ini mencapai frekuensi sekitar 15.000 Hz. Oleh karena itu, diperoleh informasi bahwa idealnya frekuensi sinyal fotoakustik yang dibangkitkan pada penelitian ini lebih besar dari 15.000 Hz.



Gambar 3. Spektrum suara latar (taraf intensitas bunyi vs frekuensi) kondisi tanpa sampel laser tidak aktif (a) dan kondisi tanpa sampel laser aktif (b)

Berdasarkan hasil *fitting* (Gambar 4) diperoleh bahwa nilai *b* mendekati nol. Artinya, sistem tidak sensitif terhadap perubahan konsentrasi darah yang terjadi. Selain itu, sistem juga tidak memiliki linearitas yang baik. Hal ini terlihat dari nilai *R*² yang kurang dari 1. Hasil pengukuran konsentrasi darah menggunakan persamaan kalibrasi yang diperoleh menjadi tidak akurat. Penyebab dari hal ini diduga adalah intensitas laser yang terlalu kecil akibat *duty cycle* yang terlalu kecil. Sampel darah diduga belum berinteraksi dengan laser pada intensitas yang kecil sehingga besar kecilnya konsentrasi darah tidak berpengaruh pada taraf intensitas sinyal fotoakustik yang dihasilkan. Oleh karena itu, dapat disimpulkan bahwa perlu digunakan *duty cycle* yang lebih besar dalam penelitian ini untuk mendapatkan data yang lebih akurat.

Berdasarkan hasil kedua percobaan tersebut, ditentukan bahwa pengaturan sistem yang sesuai untuk digunakan dalam penelitian ini adalah: (1) frekuensi modulasi laser senilai (18.420 ± 80) Hz dan (2) *duty cycle* senilai (50,0±0,8)%. Nilai tersebut diperoleh dari hasil kalibrasi frekuensi modulasi dan *duty cycle* yang sebelumnya telah dilakukan.

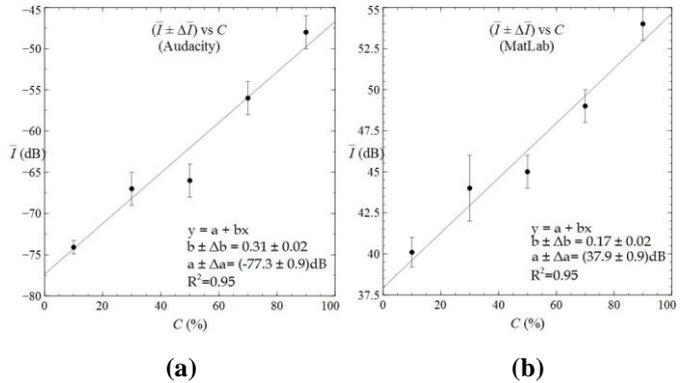


Gambar 4. Hasil plot dan *fitting* data ($\bar{I} \pm \Delta\bar{I}$) vs *C* dengan kondisi $D_1 \pm \Delta D_1 = (4 \pm 0,4)\%$.

B. Karakterisasi Sistem Fotoakustik

Berdasarkan hasil *fitting* (Gambar 5) diperoleh *b* yang lebih besar dari nol dan *R*² yang lebih mendekati 1 dibandingkan dengan nilai *b* dan *R*² yang diperoleh pada percobaan *duty cycle* kecil. Hal ini menunjukkan

sensitivitas dan linearitas sistem dengan *duty cycle* $D_1 \pm \Delta D_1 = (50,0 \pm 0,8)\%$ lebih baik daripada sensitivitas dan linearitas sistem dengan *duty cycle* $D_1 \pm \Delta D_1 = (4 \pm 0,4)\%$. Hal ini karena sampel telah berinteraksi dengan laser pada *duty cycle* yang cukup tinggi sehingga perbedaan konsentrasi darah menjadi berpengaruh terhadap taraf intensitas sinyal fotoakustik yang dihasilkan.

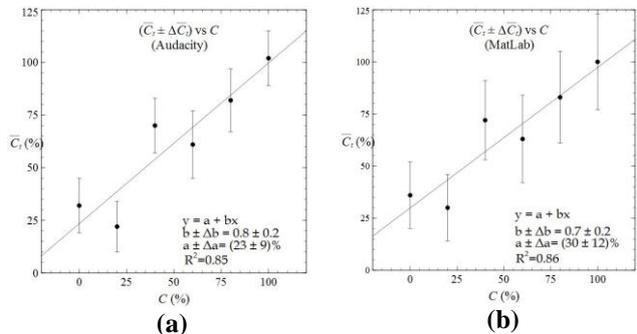


Gambar 5. Hasil plot dan *fitting* data ($\bar{I} \pm \Delta\bar{I}$) vs *C* dengan kondisi $D_1 \pm \Delta D_1 = (50,0 \pm 0,8)\%$, berdasarkan hasil olahan data menggunakan: (a) Audacity, (b) MatLab.

C. Pengujian Sistem Fotoakustik

Berdasarkan hasil *fitting* (Gambar 6), Audacity maupun MatLab memberikan alur data yang relatif sama. Keduanya juga memberikan hasil pengukuran konsentrasi darah yang cukup akurat terlihat dari nilai *b* yang cukup mendekati 1. Namun, nilai *b* pada grafik dari hasil olahan Audacity lebih mendekati 1 (*b*=0,8) daripada yang dihasilkan MatLab (*b*=0,7). Hal tersebut menunjukkan bahwa pengukuran konsentrasi darah menggunakan data yang diolah Audacity lebih akurat.

Ketidakpastian pengukuran konsentrasi darah yang dihasilkan dari analisa menggunakan Audacity lebih kecil daripada menggunakan MatLab. Hal ini terlihat dari bendera di setiap titik data Gambar 6b yang lebih besar dari Gambar 6a.



Gambar 6. Hasil plot dan *fitting* data konsentrasi darah yang diukur oleh sistem ($\bar{C}_i \pm \Delta C_i$) vs *C* menggunakan: (a) Audacity, (b) MatLab.

Akurasi dan presisi data yang diolah menggunakan Audacity lebih baik daripada MatLab disebabkan jenis spektrum yang digunakan berbeda. Audacity menggunakan *power spectrum density* (PSD) sedangkan MatLab

menggunakan *power spectrum*. Penggunaan PSD tersebut menjadikan sensitivitas sistem meningkat sehingga memungkinkan terjadinya peningkatan akurasi dan presisi, seperti yang terlihat dari perbandingan nilai b pada Gambar 5.

Peningkatan sensitivitas tersebut menyebabkan ketidakpastian pengukuran konsentrasi darah yang dihasilkan menjadi lebih kecil dikarenakan rumus ketidakpastian konsentrasi darah yang digunakan adalah

$$\Delta \bar{C}_t = \left(\frac{\Delta I + \Delta a}{I - a} + \frac{\Delta b}{b} \right) \bar{C}_t \quad (3)$$

Dengan demikian, jika sensitivitas alat meningkat, maka penyebut pada persamaan (3) akan bertambah besar.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian ini, dapat disimpulkan bahwa adanya hubungan linear antara taraf intensitas sinyal fotoakustik terhadap konsentrasi darah. Adapun pengaturan sistem yang sesuai untuk digunakan dalam penelitian ini adalah: (1) frekuensi modulasi laser senilai (18.420 ± 80) Hz dan (2) *duty cycle* senilai $(50,0 \pm 0,8)\%$. Sistem juga terbukti cukup akurat dan linear dalam mengukur konsentrasi darah karena nilai gradien b dan R^2 dari hasil pengujian mendekati 1, yaitu $0,8 \pm 0,2$ dan 0,85.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Gadjah Mada selaku lembaga penyedia dana penelitian.

PUSTAKA

- [1] S. Warnakulasuriya, Living with oral cancer : Epidemiology with particular reference to prevalence and life-style changes that influence survival, *Oral Oncol.*, vol. 46, no. 6, 2010, pp. 407–410.
- [2] S. Warnakulasuriya, Global epidemiology of oral and oropharyngeal cancer, *Oral Oncol.*, vol. 45, no. 4–5, 2009, pp. 309–316.
- [3] J. Ferlay, I. I. Soerjomataram, R. Dikshit, S. Eser, C. Mathers, M. Rebelo, D. M. Parkin, D. Forman, and F. Bray, Cancer incidence and mortality worldwide : sources , methods and major patterns in GLOBOCAN 2012, *Int. J. Cancer*, 2012, pp. 1–76.
- [4] S. Vidya, K. Rao, G. Mejia, and K. Roberts-Thomson, Epidemiology of Oral Cancer in Asia in the Past Decade- An Update (2000-2012), *Asian Pasific J. Cancer Prevention*, vol. 14, 2013, pp. 5567–5577.
- [5] J. Fraser and M. Reed, Appropriateness of Imaging in Canada, *Can. Assoc. Radiol. J.*, vol. 64, no. 2, 2013, pp. 82–84.
- [6] M. G. S. Perez, J. V. Bagan, Y. Jimenez, M. Margaix, and C. Marzal, Utility of imaging techniques in the diagnosis of oral cancer, *J. Cranio-Maxillo-Facial Surg.*, vol. 43, 2015, pp. 1880–1894.
- [7] J. A. Nagy, S. Chang, A. M. Dvorak, and H. F. Dvorak, Why are tumour blood vessels abnormal and why is it important to know?, *Br. J. Cancer*, vol. 100, no. 6, 2009, pp. 865–869.
- [8] A. Miklós and P. Hess, Modulated and Pulsed Photoacoustics in Trace Gas Analysis, *Anal. Chem.*, 2000, pp. 30–37.
- [9] A. Miklós, S. Schäfer, and P. Hess, Photoacoustic Spectroscopy , Theory, 1999, pp. 1815–1822.
- [10] M. Xu and L. V Wang, Photoacoustic imaging in biomedicine, *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 77, 2006, pp. 1–22.
- [11] D. V Bageshwar, A. S. Pawar, V. V Khanvilkar, and V. J. Kadam, Photoacoustic Spectroscopy and Its Applications – A Tutorial Review, *Eurasian J. Anal. Chem.*, vol. 5, no. 2, 2010, pp. 187–203.
- [12] J. F. Wakerly, *Digital Design Principles and Practices*, 4th ed. New Jersey: Pearson Education, Inc., 2006.
- [13] M. McRoberts, *Beginning Arduino*. New York: Apress, 2010.