

ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧНОГО МЕТОДУ В БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Історично найпершими згадуваннями використання зміни щільності світлового потоку для відображення стану серцево-судинної системи можуть вважатися дослідження Бонсмана, проведені дослідження Нойонсона на тваринах та дослідження Мейтса на мочці вуха. Систематизуючим внеском у можливість спектрофотометричних методів є досліді, розпочаті Гертсманом, який протягом трьох десятиріч вивчав можливість квантифікації фотоплетизмограм (ФПГ) та її кореляції з кровотоком. Ним разом з робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсвний компонент за допомогою використання фільтра на шляху фотоелектричного сенсора. Однією з головних перешкод спробам числової характеристики ФПГ є індивідуальна різниця в кольорі та товщині шкіри пацієнта. Харді і дослідники дослідили вплив кольору шкіри на залежність коефіцієнтів відбиття і пропускання від довжини хвилі (діапазон від 0,55 до 2,4 мкм). На довжинах хвиль до 1 мкм колір шкіри мав сильний вплив на поглинання зовнішніми шарами шкіри, але мав лише незначний ефект на оптичні властивості шкіри в діапазоні від 1 до 2,4 мкм. Ці властивості були також визначені Джекезом, який знайшов оптичні властивості шкіри незалежними від пігментації при довжинах хвиль більших за 1,2 мкм. Він також підтвердив наявність різниці у відбивальних властивостях шкіри з різною пігментацією при використанні діапазону довжин хвиль від 0,3 до 0,7 мкм (рис. 1).

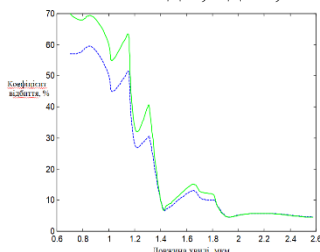


Рис. 1. Залежність коефіцієнта відбиття шкіри від довжини хвилі

Безперервна лінія характеризує світлу шкіру, пунктирна характеризує смугляву шкіру молодого білого чоловіка

Вимірювання спектрів пропускання речовин в різних агрегатних станах є основою спектрофотометрії, що відрізняється надзвичайною простотою, універсальністю, порівняно високою чутливістю і точністю аналізу, цілком достатніх при вирішенні багатьох завдань фундаментальної і прикладної медицини. Вимірювання спектрів пропускання зас-новане на реєстрації інтенсивності падаючого I і пройденого в поглинаючому середовищі шлях z світла I в залежності від довжини хвилі λ :

$$I(\lambda, z) \equiv I_0(\lambda) \cdot \exp[-\mu_a(\lambda)z] \quad (1)$$

$$\mu_a(\lambda) = \sigma_a(\lambda)N \quad (2)$$

де $\mu_a(\lambda)$ - коефіцієнт поглинання; $\sigma_a(\lambda)$ - ефективний поперечний переріз поглинаючих частинок, см^2 ; N - їх щільність, см^{-3} .

Передбачається, що інтенсивність падаючого світла дуже мала. Для невеликих коефіцієнтів поглинання, коли $\exp[-\mu_a(\lambda) \cdot z] \approx 1 - \mu_a(\lambda) \cdot z$, легко знайти, що

$$\mu_a(\lambda) \approx \frac{I_0(\lambda) - I(\lambda, z)}{I_0(\lambda)} \cdot z \equiv \frac{\Delta I(\lambda, z)}{I_0(\lambda) \cdot z} \quad (3)$$

У нелазерних спектрофотометрах використовуються широкосмугові джерела світла, а перебудову по довжинах хвиль здійснюють за допомогою призм або дифракційних решіток. Вони мають роздільну здатність, $\Delta\lambda$, від декількох до сотих часток нанометра. Якщо ширина лінії поглинання дорівнює $\delta\lambda$, а $I_0(\lambda)$ не сильно змінюється в інтервалі $\Delta\lambda$, то

$$\frac{\Delta I}{I_0} \approx \frac{\mu_a(\lambda)\delta\lambda}{\Delta\lambda} \quad (4)$$

де $\mu_a(\lambda)$ - коефіцієнт поглинання, усереднений по всій лінії поглинання.

Звідси випливає висновок, що для вузьких ліній поглинання чутливість залежить не тільки від здатності приладу зареєструвати малі зміни ΔI на тлі значного минулого сигналу, але і від роздільної здатності приладу. Відзначимо, що методи вимірювання пропускання або поглинання світла речовиною, як правило, є диференціальними, так як в процесі вимірювань відбувається порівняння властивостей досліджуваного об'єкта з контрольним зразком, яке реалізується як в однопроменевих, так і двопробних диференціальних спектрометрах.